平成 12 年度

卒業論文

足底圧計測装置の試作及び
インテリジェント歩行支援機における
有用性の検討
（表面筋電位との相関及び転倒の認識）

指導教員
井上喜雄　教授
甲斐義弘　助手

高知工科大学　工学部　知能機械システム工学科

1010215　　松田拓也

目　次

1. 緒言・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・1

2. 実験目的　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・3

3. 足底圧計測装置の試作・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・4
3.1　特徴・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・4
3.2　構成部品（インソール部）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・6
3.3　センサ配置位置・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・7
3.4　製作手順・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・8

4. 実験装置・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・9
4.1　全測定システム・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・9
4.2　s-EMG ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・10
4.3 足底圧計測装置・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・11

5. 実験　及び分析方法・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・12
5.1　分析モデル・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・12
5.2　被験者・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・12
5.3　実験条件・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・12
5.4　実験における歩行パターン・・・・・・・・・・・・・・・・・・12
5.5　筋測定部位・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・13
5.6　分析手順・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・13

6. 実験結果　及び考察・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・14
6.1　自由、歩行支援機歩行時における筋放電量と足底圧力の計測・・・・・・・14
6.1.1　自由歩行・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・14
6.1.1(a)　自由歩行時における s-EMG ・・・・・・・・・・・・・・・14

6.1.1(b) 自由歩行時における足底圧・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・14

6.1.2　歩行支援機歩行・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・15
6.1.2(a) 歩行支援機歩行時における s-EMG ・・・・・・・・・・・・・・・・15
6.1.2(b)　歩行支援機歩行時における足底圧・・・・・・・・・・・・・・・・15

6.1.3　自由、歩行支援機歩行時の筋放電量と足底圧力との相関関係・・・・・16
6.1.3(a)　自由歩行時における各筋肉と各足底圧センサとの相関関係・・・・16
6.1.3(b) 歩行支援機歩行時における各筋肉と各足底圧センサとの相関関係・16

6.1.4　自由、歩行支援機歩行時の考察・・・・・・・・・・・・・・・・・・・17

6.2　歩行支援機歩行時における転倒時の筋放電量と足底圧力の計測・・・・・・18
6.2.1　転倒パターン 1・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・18
6.2.1(a) 転倒パターン 1 における s-EMG ・・・・・・・・・・・・・・・・・18
6.2.1(b)　転倒パターン 1 における足底圧・・・・・・・・・・・・・・・・・18

6.2.2　転倒パターン 2・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・20
6.2.2(a) 転倒パターン 2 における s-EMG ・・・・・・・・・・・・・・・・・20
6.2.2(b)　転倒パターン 2 における足底圧・・・・・・・・・・・・・・・・・20

6.2.3　転倒パターン 1, 2 の考察・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・21

7. 結言・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・22

参考文献・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・23

付録・付図・付表

1. 緒言

近年、急速に高齢化社会が進行するにつれて、疾病や加齢などの原因により歩行機能に障害を持つ患者や障害者が増加している。歩行練習（Gait Exercise 以下、Gait Ex）を行うには、Gait Ex の効果を最大限に発揮させると共に患者の転倒による事故を回避するため理学療法士や看護婦などの医療従事者（以下、介助者）が常時付き添い身体を支える必要がある。今後、さらに高齢化社会が進行するに伴い Gait Ex が必要な患者の増加が想定され、介助者の身体及び精神的負担の増加に加えて患者１人にかかる Gait Ex の時間短縮の可能性も否定できない。歩行機能障害のある患者が Gait Ex を効果的に行うためには、患者の障害に起因する能力低下を補うための歩行補助機器が極めて重要である。そこで、歩行機能に障害のある患者の歩行リハビリテーションの促進と介助者の負担軽減のために患者が自ら安全に Gait Ex を行え、さらに治療効果を併せ持つ歩行器が求められている。

上記の機能を備えたインテリジェント歩行支援機（以下、歩行支援機）（付録 A）が、介助者の手を必要とせず、患者の歩行状態を把握しながら Gait Ex 補助機器としての機能を果たすためには、1)患者が転倒する直前の状態を認識することで Gait Ex 中の事故を未然に回避する、2) Gait Ex 中の各筋肉の活動状態（以下、筋活動状態）を把握する事でリハビリテーションの効果を把握する、

1)の転倒状態には、主に 2 種のパターンがある。1 つは患者が歩行中に次の 1 歩が出せず歩行器と患者の体幹との距離が離れ、転倒に至る場合（以下、転倒パターン 1）（図 1.1)、もう 1 つは患者が立脚期に立位を保持出来ず、膝が屈曲し崩れ落ちてしまう転倒（以下、転倒パターン 2）（図 1.2)がある。これらの転倒パターンは通常の歩行器を使用した Gait Ex 上の問題となっている。今回実験に用いた歩行支援機は赤外線やロードセル等の複数のセンサを組み合わせ用いることで、ある程度の転倒は防止可能となっている。しかし、複数のセンサを組み合わせて用いた場合、歩行支援機自体のシステムの複雑化や設置規模の拡大に繋がる欠点が生じる。したがって、歩行支援機の操作性や大きさなどの使用条件を考慮すると最小限のセンサで上記の 2 点の機能を果たす必要がある。

2)の筋の活動状態を把握することは、患者のリハビリテーション効果の指標になり得る。また、筋活動状態を正確に把握することで具体的な歩行指導も可能になり、障害や症状に合わせた効率的な Gait Ex が行える。筋活動量を計測するには主に表面筋電図（以下、s-EMG）が用いられることが多い（付録 B)。s-EMG は電極の装着が容易であり、身体に痛みを伴わせない非侵襲的なものである。しかし、正確に筋活動量を測定するためには、筋肉の位置など解剖学的知識を必要とする。また、s-EMG の計測やそのデータの分析は複雑かつ多岐にわたる上、正確に計測するためにはノイズの除去などに細心の注意を払わなければならない。さらに電極を皮膚表面に直接貼付するため、皮脂の除去や剃毛を行うなど皮膚表面の前処理が必要であり、患者に少なからず負担を与える。

これらの欠点を補う簡便な方法として、本研究では、足底圧を計測することにより患者の Gait Ex における筋活動状態、及び転倒状態の認識が可能であるかを検討する。

まず、歩行周期、（特に立脚期）と各筋肉の活動時期や強さには一定の関係（付録 C）があることに着目し、足底圧計測装置を試作した（図 3.1(a)）。通常、市販されている足底の荷重を計測する床反力計は、一般に大型で固定式のため 1 歩ないしは数歩の計測を行うタイプが多い。また小型で連続して計測を行えるインソール型もあるが双方とも高価である。今回試作した足底圧計測装置は歩行支援機において a) Gait Ex における患者の転倒の認識及び歩行支援機制御用センサ、b) Gait Ex 中における患者の下肢表面筋筋電図の代用としての 2 点を目的として作成した。よって本計測装置に必要とされる鉛直方向（Z 軸方向）一軸の荷重のみの計測とした。これにより従来の足底圧（床反力）計測装置に比べ、コスト、大きさの面で非常に優れ、歩行中の状態を連続して計測することが可能となった。

次に、試作した足底圧計測装置及び s-EMG を用いて、自由歩行時での足底圧力を計測し、下肢の各表層筋肉の筋活動状態を認識可能であるかを検討した。また、歩行支援機歩行時においても同様の実験を行い足底圧力と下肢表層筋の筋活動状態の認識が可能であるかを検討した。最後に、歩行支援機歩行時の 2 種類の転倒パターンにおいて足底圧計測装置が転倒防止制御用センサとして有用であるか否かを検討した。

2. 実験目的

歩行とは足底への接床・離床の順序や荷重（圧力）、及びこれに伴う筋肉の活動時期・強さに密接に関係し連携することで成り立っている（図 2.1）（付録 C）。足底への接地圧力、及び接床・離床の状態を計測することで歩行状態、及び筋活動状態を認識可能であると考えられる。よって、足底の状態を計測することにより、Gait Ex の筋活動量の把握が可能となり、転倒防止用センサとして Gait Ex 中に起こり得る事故を未然に回避することも可能となる。また、足底圧の計測により筋活動量を把握することができれば、複雑な処理を有する s-EMG を必要とせず、容易にリハビリテーションの効果を推定、または把握できる。

本研究では、歩行支援機での制御用センサとしての使用、及び下肢表面筋の筋活動量の推定を目的とし足底圧計測装置を試作した。次に、本計測装置で筋活動量の推定の有用性、及び歩行状態が認識可能であるか否かを以下の実験により検討した。

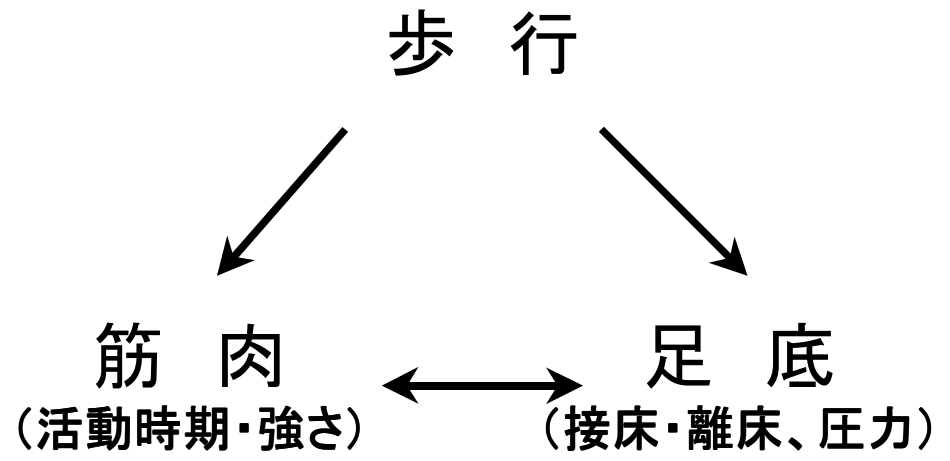


図 2.1　歩行、筋肉、足底の関係

3. 足底圧計測装置の試作

3.1　特徴

一般に市販されている足底荷重を計測する装置には主に 2 種類のタイプがある。一つは大型で固定式の床反力計があるが、設置場所が必要な上 1 歩ないしは数歩の計測しか行えない。また小型で連続して計測を行えるインソール型もあるが計測箇所が多いため制御用センサとしては実用的ではない。さらに双方とも非常に高価である欠点がある。このような欠点を排除し、歩行支援機においてのみの使用を目的として必要とされる機能だけに絞り足底圧計測装置を試作した（図 3.1(a)）。本計測装置は歩行支援機において a) Gait Ex における患者の転倒の認識及び歩行支援機制御用センサ、b) Gait Ex における患者の下肢表面筋筋電図の代用を主な目的とした。

足底の接床・離床には筋肉の活動や歩行と密接に関係していることから転倒の認識や筋電図の代用のためには、常時患者の足底を計測する必要がある。そのため本計測装置の大きさは、小型で連続した計測が可能な後者のタイプとした（表 3.1）。すでに市販されている後者のインソール型は計測箇所が 1 千点以上と非常に多いため筋活動状態との詳細な相関関係、及び足底の状況把握が可能である。しかし、計測箇所の多さは解析や制御用センサ情報の情報量の増加を招き、煩雑化してしまうため実用的ではない。そこで、足底を部分毎に区切ることにより計測箇所を削減した。また、超小型の圧力センサを用いて本計測装置に必要とされる鉛直方向（Z 軸方向）一軸の荷重のみの計測とした。これらの改善ににより従来の足底圧（床反力）計測装置に比べ、コスト、計測箇所、及び大きさは非常に優れ本目的に沿った形となった。

さらに、圧力センサを埋め込んだインソールをマジックテープで調節可能なサンダルに取り付けた。これにより、個人の足の大きさや形による制約を最小限に押さえた。また、歩行中でもずれることなく最適な状態を維持することが可能となった（図 3.2(b)）。

今回試作した足底圧計測装置の特徴を以下に箇条書きにて示す。

1) コストは市販品の約 1/5～1/12
2) 計測箇所は片足 6 箇所（全 12 箇所）
3) 鉛直（Z 軸）方向一軸の荷重のみの計測
4) 大きさは市販のインソールと同等
5) 小型のため連続した計測も可能
6) 足の大きさや形に制限されず装着可能
7) 計測中にずれることがない

表 3.1 足底圧計測装置諸元

全長	300 （270） mm
全幅	120 （96） mm
全高	130 （6） mm
重量	300 （20） g

＊()内はインソール部

図 3.1(a)　足底圧計測装置

図 3.1(b)　足底圧計測装置装着時

3.2　構成部品（インソール部）

今回、作成に際し使用した部品を以下に示す（サンダルは除く）。なお、全ての部品は市販されているものを用いて構成した。

・圧力センサ（PS-10KAM183、共和電業社製、日本）×12

・プラスティック板（Pla-Plate 1.0mm、田宮株式会社製、日本）×1 枚

・ｽﾎﾟﾝｼﾞ製ｲﾝｿｰﾙ 24.0～27.0cm（ｻﾝﾍﾟﾙｶ ｲﾝｿｰﾙ、木原産業株式会社、日本）×1 足

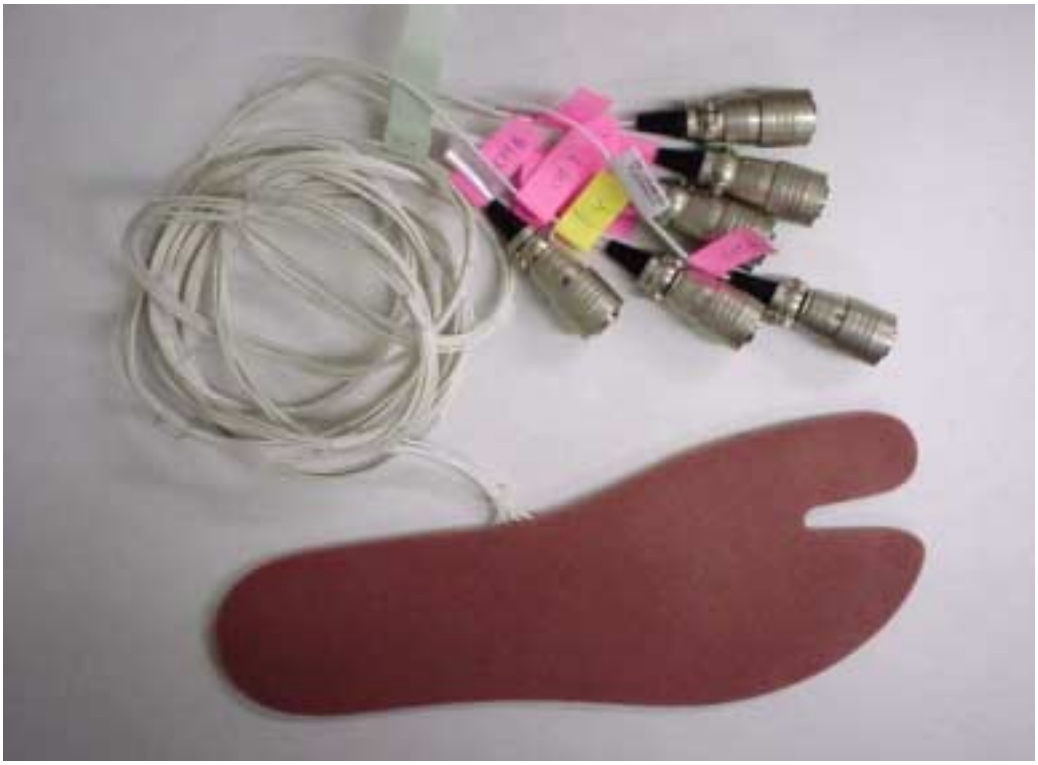


図 3.2　足底圧計測装置インソール部（右足用）

3.3　センサ配置位置

センサの位置は、Turu ら [1]の資料、及び永田ら [2]の足底圧の軌跡を基に以下の 6 部分への配置とした（図 3.3）。

a)　踵部　：踵の中心付近
b)　ショパール関節部（ショパール）　：土踏まずの外側付近
c)　MP 関節部（MP）　：母指球の付近
d)　外側部　：小指球の付近
e)　母指　：親指の中心付近
f)　小指　：第 3 指の付近

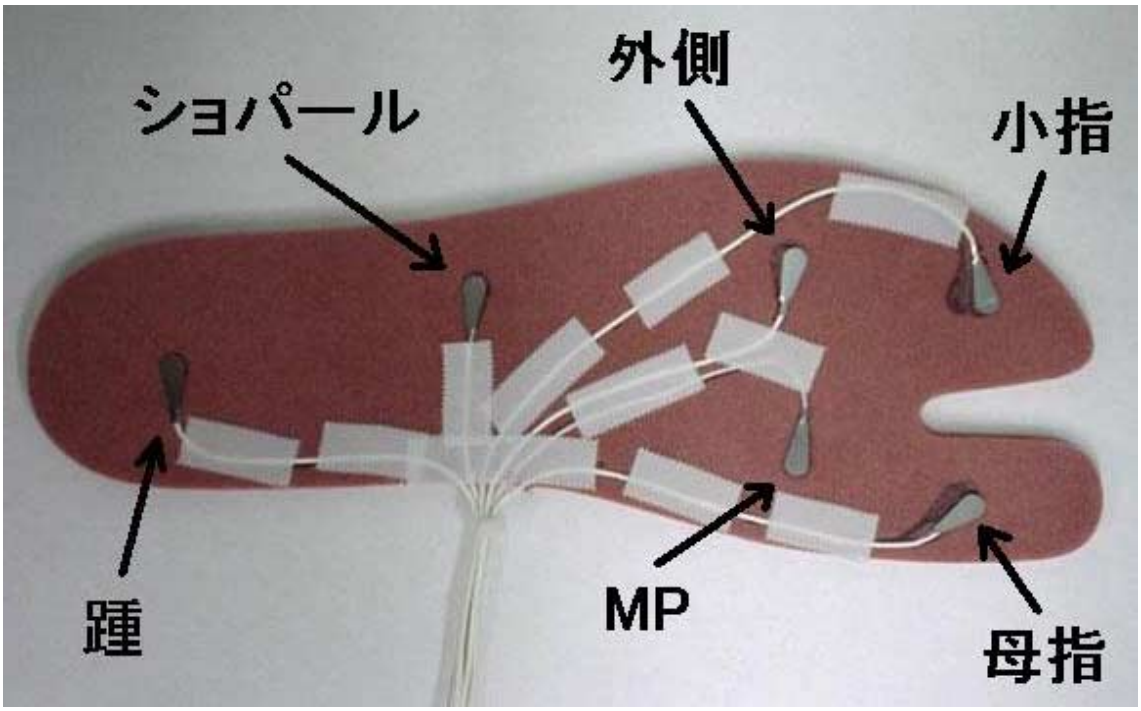


図 3.3　足底圧計測装置インソール部内部（右足用）

3.4　製作手順

1) インソールを圧力センサ、ケーブル等設置部分に応じて適度な深さに削る（図 3.4(a),(b)）。
2) 圧力センサとケーブルを埋め込む。歩行時の y 軸（進行方向）のモーメントによる破損のおそれを考慮し、センサの配置には y 軸上に対して垂直方向（x 軸）、若しくは斜めからの配置とする。これを片足 6 箇所に埋め込む（図 3.3）。
3) ケーブルがずれないようにテープなどで固定する。
4) インソールの型にプラスティック製の板切り出す。尚、足裏におこるモーメントを考慮し、金属製でなくプラスティック製の下敷きとする。
5) 3)の部品をセンサの下敷きとして接着する。
6) アーチファクト等のノイズを考慮しセンサのケーブルを束ねる。
7) インソール部をサンダルに接着剤にて固定する。

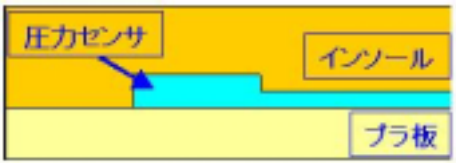


図 3.4(a)　インソール部断面図

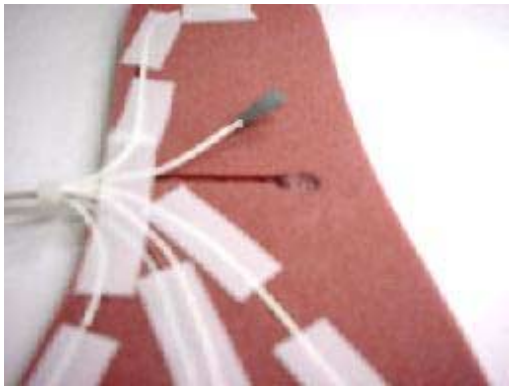


図 3.4(b)　加工済みインソール

4. 実験装置

4.1　全測定システム

下肢表層筋の測定には s-EMG を用いた。s-EMG は、多用途テレメーターを用い、被験者の下肢表面筋からの筋電図情報を無線式で採取した。足底の圧力計測には試作した足底圧計測装置を用いて有線にてサンプリングした。双方からのデータはアナログのため A/D ボード（IBX-3113 及び IBX-3133、Inter Face 社製、日本）（表 4.1(a),(b)）でデジタル変換し、作成したプログラムで同時にパーソナルコンピュータ（以下、PC）に取り込んだ（図 4.1）。この時のサンプリング周波数は A/D ボードの性能上 800Hz とした。

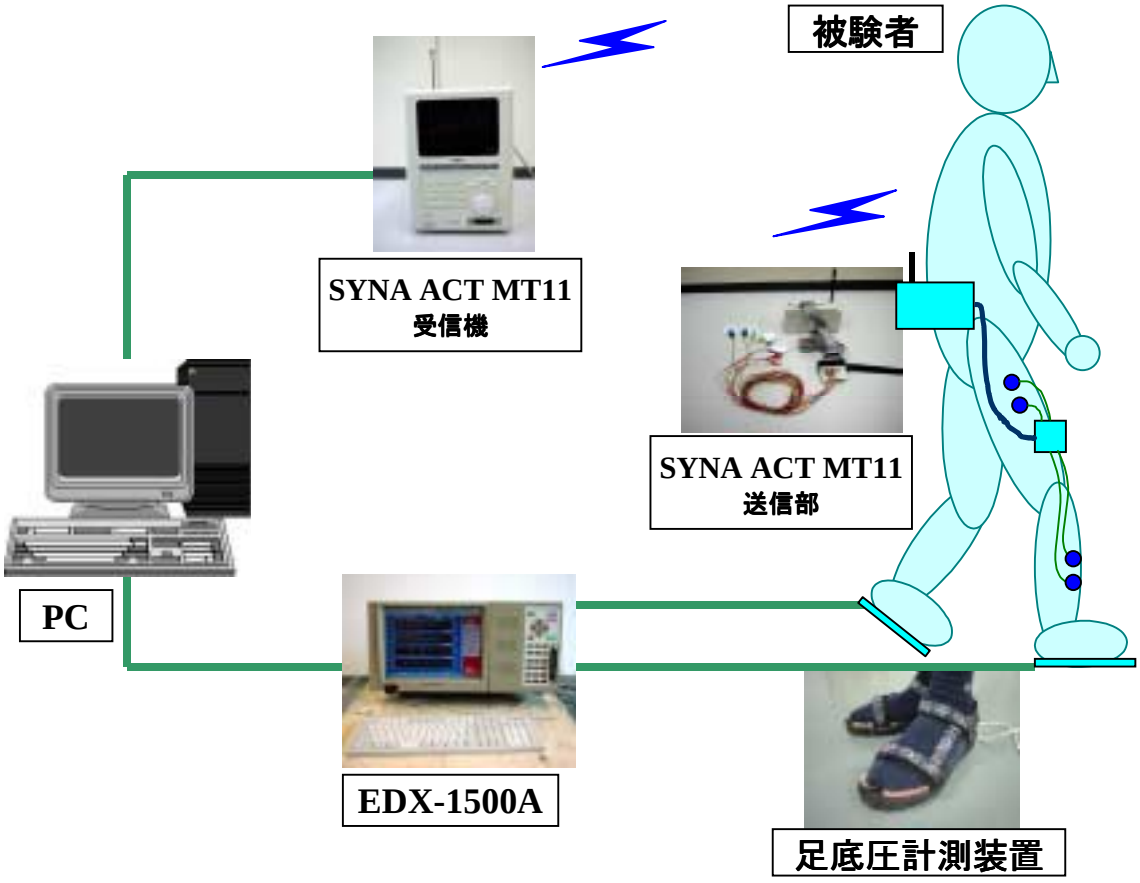


図 4.1　全システム構成図

4.2　s-EMG

下肢表層筋の測定には多用途テレメータ（SYNA ACT MT11、NEC 三栄社製、日本）を用いた（図 4.2(a)～4.2(d)）。s-EMG の電極には、φ32mm の Ag-Agcl ディスポーサブル電極（Blue Sensor P-00-S 、MEDICOTEST 社製、デンマーク）にディスポ電極用電極コード（YCE116、日本 GE マルケットメディカルシステムズ社製、日本）を付け（図 4.3 左）使用した。

電極位置は Delagi[3]らの測定位置で筋肉の Motor Point を特定し、Kendall[4]らの測定位置も参考にし二重の確認を行った。電極を対象筋の筋腹位に筋線維の走行に沿って電極中心間隔を約 30mm で装着し、双極誘導にて導出した。さらに、ヘッドアンプ（MT-32、NEC 三栄社製、日本）（図 4.3 中）を用いて増幅した。その後、送信機（MT-34、NEC 三栄社製、日本）（図 4.3 右）を用いて、受信機本体（MR-31、NEC 三栄社製、日本）（図 4.2(d)）に送信した。

図 4.3　SYNA　ACT　MT11（送信部）

4.3　足底圧計測装置

試作した足底圧計測装置は、マジックテープで調整可能なため足を本計測装置の中心に乗せ固定した。データの収集には、足底圧計測装置から有線で EDX-1500A（共和電業社製、日本）へ送り A/D 変換を行いデジタル化した後、製造番号毎に指定された校正係数を与え補正を行った（表 4.1)。その際、線は歩行の邪魔にならないように腰に装着した送信機のベルトに通した。EDX-1500A からはアナログで出力し PC へ有線で送った。

図 4.4　s-EMG、足底圧計測装置装着時

表 4.1　足底圧計測装置センサ校正係数一覧

部位	CH	製造番号	校正係数
右踵部	CH　1	EJ2250008	0.005297
右MP関節部	CH　2	EJ2250002	0.005112
右外側部	CH　3	EJ2250007	0.005252
右ショパール関節部	CH　4	EJ2250013	0.005695
右母指部	CH　5	EJ2250015	0.005252
右小指部	CH　6	EJ2250017	0.005467
左踵部	CH　7	EJ2250014	0.005577
左MP関節部	CH　8	EJ2250001	0.005316
左外側部	CH　9	EJ2250018	0.005391
左ショパール関節部	CH　10	EJ2250010	0.005498
左母指部	CH　11	EJ2250011	0.005263
左小指部	CH　12	EJ2250003	0.005277

5. 実験　及び分析方法

試作した足底圧計測装置及び s-EMG を用いて、自由歩行時での足底圧力を計測することで下肢の各表層筋肉の活動状況を計測した。また、歩行支援機歩行時においても同様の実験を行い足底圧力と下肢表層筋肉の活動状態の計測を行った。最後に、歩行支援機歩行における 2 種類の転倒パターンにおいて足底圧、及び筋活動状態を計測した。

5.1　分析モデル

1.自由歩行における筋放電量と足底圧力を計測する。
2.歩行支援機歩行*) における筋放電量と足底圧力を計測する。
3.上記の 2 実験条件において、筋放電量と足底圧力との相関関係を分析する。
4.上記の 2 における、転倒パターン 1 時の筋放電量と足底圧力を計測する。
5.上記の 2 における、転倒パターン 2 時の筋放電量と足底圧力を計測する。
*) …等速 0.5km/h に制御された歩行支援機を用いた歩行

5.2　被験者

被験者は、年齢 21 歳、身長 163cm、体重 55kg の健常な成人男性 1 名であった。

5.3　実験条件

筋電図を測定する際、運動時における被験者の発汗による測定条件の変化を最小限にするため室温を 21℃に調節した部屋で行った。また、貼付した s-EMG の電極は実験終了時まで同位置で固定した。足底圧計測装置は、各実験毎に測定位置を確認し、ずれによる変化を最小限に押さえた。実験室の広さ、歩行支援機と足底圧計測装置が有線式のため制約があり歩行距離は、直線距離で 6m とした。

5.4　実験における歩行パターン

以下の 4 種類の歩行パターンで実験した。
・自由歩行：　被験者に特別な指示を与えない自然な歩行。

・歩行支援機歩行：　歩行支援機を被験者の股関節 0°、肘関節屈曲 90°で前腕を歩行支援機の肘受けに乗せ、肘受けを被験者の歩行しやすい高さに調節し、速度一定モードで制御した。
・転倒パターン 1：　患者が歩行中に次の一歩を出せない状態になり、歩行支援機と体幹の水平距離が離れ立位を保持できなくなり転倒に至る場合（図 1.1）。
・転倒パターン 2：　患者が立脚期に立位を保持できない状態が生じ膝が屈曲し、鉛直方向へ崩れ落ちてしまう場合（図 1.2）。

5.5　筋測定部位

測定部位には、以下に示す a) b)、及び c) d)が拮抗筋になるように以下に示す右下肢の 4 種の筋肉とした（図 5.1）。

a) 前脛骨筋(Tibialis Anterior)
b) 腓腹筋外側頭(Gastrocnemius: Lateral Head)
c) 大腿直筋(Rectus Femoris)
d) ハムストリングス(Medial Hamstrings: Semitendinosus)

5.6　分析手順

各足底圧と各筋肉のの相関関係をみるため以下の手順で分析を行った。

1) 得られた足底圧波形より歩行開始から計測して 2 歩行周期（以下、stride）目から 4stride を選び抽出する（図 5.2(b)）。
2) 筋電図波形を全波整流（絶対値化）を行う（図 5.2(c)）。
3) 全ての stride 中の各足底圧時間内において、下肢四筋と該当する足底圧を積分する（図 5.2(d)）。
4) 各足底圧と先に示した四筋の相関係数（Pearson の積率相関係数）を SPSS（統計解析ソフト）を用いて解析した。各相関係数に有意確率を示した。

6. 実験結果、及び考察

6.1　自由、歩行支援機歩行時における筋放電量と足底圧力の計測

6.1.1　自由歩行

自由歩行における筋放電量と足底圧力の計測結果を図 6.1.1(a)～(d), 図 6.1.2(a)～(l)に示す。図 6.1.1(a)～(d)は自由歩行時の生成波筋電図波形を示し、縦軸に筋放電量(Volt[mV])、横軸に時間(Time[sec])を表している。図 6.1.2(a)～(l)に同歩行時の足底圧圧力波形を示し、縦軸に圧力(Pressure[kgf/cm^2])、横軸に時間(Time[sec])を表している。また、各図に立脚期(***St***ance Phase)、遊脚期(***Sw***ing Phase)が明確になるように縦線を示し各相を表現した。

6.1.1(a)　自由歩行における s-EMG

図 6.1.1(a),(c),(d)より立脚初期の筋放電の振幅が図 6.1.3(a),(c),(d)の歩行支援機歩行より大きい結果が得られた。この理由として、着床によるの衝撃緩和のために筋活動が得られたものと考えられる。

6.1.1(b)　自由歩行における足底圧

図 6.1.2(a)～(d)より、圧力の最大値を頂点として三角形を描くと入射角、反射角とも角度が異なる三角形が描かれる。また、図 6.1.2(a),(b)と図 6.1.2(c),(d)では鏡面対称となる。この理由として、(a),(b)の足底後部は着床による衝撃及び着床時の足底面積が小さいため圧力値の急上昇が認められたと考えられる。その後、足底面積が増加し踵離地へと動作が移行したため緩やかに足底圧力が下降したと考えられる。一方、図 6.1.2(c),(d)の足底前部では最初に足底が最大面積となるため圧力値の緩やかな上昇が認められたと考えられる。また、下降の際は離床のため圧力が急激に抜けたと考えられる。

6.1.2　歩行支援機歩行

歩行支援機歩行時における筋放電量と足底圧力の計測結果を図 6.1.3 (a)〜(d), 図 6.1.4 (a)〜(l)に自由歩行と同時間内の波形を示す。図 6.1.3(a)〜(d)に歩行支援機歩行時の生成波筋電図波形を示し、縦軸に筋放電量(Volt[mV])、横軸に時間(Time[sec])を表している。図 6.1.4(a)〜(l)に同歩行時の足底圧圧力波形を示し、縦軸に圧力(Pressure[kgf/cm^2])、横軸に時間(Time[sec])を表している。また、各図に立脚期(***St***ance Phase)、遊脚期(***Sw***ing Phase) が明確になるように縦線を示し各相を表現した。

6.1.2(a)　歩行支援機歩行における筋電図

図 6.1.3(a),(b)より、図 6.1.1(a),(b)の自由歩行時よりも筋放電の時間が長く、瞬間の筋活動量は少ない結果が得られた。これは、歩行支援機の速度が 0.5km/h と非常に遅かったため、その時間分の筋活動が行われたと考えられる。

図 6.1.3(b)より、立脚中期の筋放電が図 6.1.1(b)の自由歩行時より大きい結果が得られた。これも上記と同様に、被験者が健常男性であり歩行支援機の速度が遅かったため、特に踵離地から足尖離地の踏切の間に歩行支援機を押した結果だと考えられる。

6.1.2(b)　歩行支援機歩行における足底圧

図 6.1.4(a)〜(d)より、圧力の最大値を頂点として三角形を描くと入射、反射とも異なる波形が描かれる。自由歩行時とは異なり、全ての部位の波形には同様の形が描かれた。つまり、着床が緩やかであったが離床時は自由歩行時と変わらなかった。この理由として、歩行支援機の速度が遅かったことや足底に体重が乗りにくかった等、上記の考察と同じく歩行支援機を用いた事による影響だと考えられる。

図 6.1.4 (a),(b),(d),(e),(f)より、図 6.1.2 (a),(b),(d),(e),(f)の自由歩行時よりも圧力が低い結果が得られた。これは、肘受けに肘を乗せるため前傾姿勢となり足底に体重がほとんど乗らなかったためだと考えられる。

図 6.1.4(c)より、図 6.1.2(c)の自由歩行時と同等、若しくはそれ以上の圧力が認められた。これは、先に考察した腓腹筋外側頭と密接に関係する。この理由として、同じく歩行支援機を押した事による結果だと考えられる。

6.1.3　自由、歩行支援機歩行時の筋放電量と足底圧力との相関関係

表 6.1.5(a)〜(f)に自由歩行時の筋放電量と足底圧力との相関関係を示す。縦列に足底圧計測部、横列に各筋肉を表している。表 6.1.6(a)〜(f)に歩行支援機歩行時の筋放電量と足底圧力との相関関係を示す。縦列に足底圧計測部、横列に各筋肉を表している。数値は相関係数。*及び**は帰無仮説の棄却率。

6.1.3(a)　自由歩行時における各筋肉と各足底圧センサの相関関係

表 6.1.5(a)より、踵部は全ての筋肉に対し有意な相関関係が認められた。この理由として、踵接地後の衝撃及び各関節制御のため筋活動を行ったことによる相関関係だと考えられる。

表 6.1.5(c)より、MP 関節部は腓腹筋外側頭のみに有意な相関関係が認められた。これは、踵離地から足尖離地時における踏切のための筋活動を得た事による結果だと考えられる。

6.1.3(b)　歩行支援機歩行時における各筋肉と各足底圧センサの相関関係

表 6.1.6(a)より、踵部は前脛骨筋及び大腿直筋に有意な相関関係が認められた。この理由として、表 6.1.5(a)と同様に踵接地後の衝撃及び各関節制御のため筋活動を行ったことによる相関関係だと考えられる。しかし、腓腹筋外側頭、大腿直筋に相関関係が得られず表 6.1.5(a)と異なる理由としては、歩行支援機歩行時では前傾姿勢となり踵接地瞬間の圧力が非常に小さかったためだと考えられる。

表 6.1.6(c)より、全ての筋肉に於いて有意な相関関係が認められた。特に腓腹筋外側頭は非常に高い相関関係が認められた。この理由として、前脛骨筋、大腿直筋及びハムストリングスの三筋に相関が得られたのは、歩行支援機を押したため足底圧の上昇と筋活動量の上昇を招いた結果だと考えられる。

6.1.4　自由、歩行支援機歩行時の考察

上記の結果及び考察において、自由歩行時と歩行支援機歩行時では歩行形態の違いにより着床の仕方、筋活動時期や強さなど歩行に差があることが認められた。これは、歩行支援機を用いたことによる影響だと考えられる。しかし、双方とも相関関係及び有意差が認められ足底圧と筋活動状態に何らかの関係を示唆した。有意差の出方には一致が認められるものとないものも認められた。これも、先述した歩行支援機による影響だと考えられる。つまり、歩行支援機を用いることで自由歩行時に比べ足底圧力と筋放電量の相関関係に差が生じたものと考えられる。

足底圧力と筋放電量には、個々に相関関係が確認された。よって、各センサからの情報はある程度筋肉の活動を示していると考えられ、リハビリテーションにおける筋肉の活動量の指標になると考えられる。また、足底各部の圧力を計測することにより筋活動状態を推定し得ることが可能であり、s-EMG の簡便な代用装置となり得ると考えられる。

6.2　歩行支援機歩行における転倒時の筋放電量と足底圧力の計測

6.2.1　転倒パターン 1

転倒パターン 1 時の筋放電量と足底圧力の計測結果を図 6.2.1(a)〜(d), 図 6.2.2(a)〜(l)に示す。図 6.2.1(a)〜(d)は生成波筋電図波形を示し、縦軸に筋放電量(Volt[mV])、横軸に時間(Time[sec])を表している。図 6.2.2(a)〜(l)は足底圧圧力波形を示し、縦軸に圧力(Pressure[kgf/cm^2])、横軸に時間(Time[sec])を表している。また、縦線 A は被験者の足が停止した時（以下、歩行停止時）であり、縦線 A'は被験者が立位を保持できないと判断した時（以下、限界時）である。これらは、第三者による信号入力である。

6.2.1(a)　転倒パターン 1 における s-EMG

図 6.2.1(a),(c)より、歩行停止後から約 3 秒後（計測開始から約 16 秒後）に前脛骨筋及び大腿直筋、双方に活動が認められた。これは、被験者の身体が歩行支援機と距離が離れたため、膝の屈曲による崩れ落ちを防止するため筋活動を行ったものと考えられる。

図 6.2.1(b)より、歩行停止後約 2 秒後（約 15 秒後）から非常に小さい筋活動の持続が認められた。これは、膝の崩れ落ちによる足関節の極度の底屈を避けるため収縮性の筋活動を行ったものと考えられる。

図 6.2.1(d)より、歩行停止後からは筋活動が認められなかった。これは、すでに歩行停止し崩れ落ち防止のため拮抗筋である大腿直筋が活発に活動を行い、膝を屈曲させなかったためハムストリングスに筋活動が得られなかったものと考えられる。

図 6.2.1(a),(b),(c),(d)より、計測開始から約 3.2 秒付近で、大きな振幅が認められた。これは全てのグラフにおいて同時に出ていることからノイズであると考えられる。

6.2.1(b)　転倒パターン 1 における足底圧

図 6.2.2(a),(b)より、計測開始から約 12.3 秒付近で通常歩行時と同様の圧力の上昇が認められなかった。これは次の一歩が出せず、その場で止まったためと考えられる。

図 6.2.2(c),(d)より、歩行停止時からの圧力は通常歩行時に比べ緩やかに上昇し、その後、右 MP 関節部は 1500 kgf/cm^2 付近で持続、右外足も 500 kgf/cm^2 前後での持続

が認められた。また、双方とも通常歩行時の圧力以上の値は得られなかった。これは、立位の中心が対足（左足）で体重が乗っていなかったためであり、また歩行支援機との距離が開くにつれ右足の支持部が指へと移動したため、波形は緩やかな上昇、そして通常歩行時の最高値を越えない範囲での持続になったものと考えられる。

図 6.2.2(e),(f)より、計測開始から約 14〜15 秒付近より緩やかな圧力上昇の開始が認められた。また、歩行停止時以降の最高値は 500kgf/cm^2 を越え通常歩行時より高い値を認めた。これは、図 6.2.2 (b), (c)と関係した結果だと考えられる。

図 6.2.2 (g),(h)より、計測開始から約 14 秒以降に現れる波形が認められ無かった。この時すでに歩行が停止していたためと考えられる。

図 6.2.2 (i),(j),(k),(l)より、通常歩行時であれば左 MP 関節部及び左外足部は計測開始から約 13 秒以降に 0.5 秒程度での急激な下降が認められるが非常に緩やな下降に留まった。また左 MP 関節部は計測開始から 16.5 秒以降では 500 kgf/cm^2 付近で持続した。一方、左母指及び左小指は歩行停止時の直前波形が通常歩行時とは異なることを認めた。また、双方とも通常歩行時の最高値を越え、左母指はその値が顕著に現れた。左 MP 関節部など母指球付近の下降に反比例して母指など指の圧力値は上昇した。これは、立位の中心が左脚であったため被験者と歩行支援機との距離の増加に伴い、足底圧も足底前部へ移動したためだと考えられる。

6.2.2　転倒パターン 2

転倒パターン 2 時の筋放電量と足底圧力の計測結果を図 6.2.3 (a)〜(d), 図 6.2.4(a)〜(l)に示す。図 6.2.3(a)〜(d)は生成波筋電図波形を示し、縦軸に筋放電量(Volt[mV])、横軸に時間(Time[sec])を表している。図 6.2.4(a)〜(l)は足底圧圧力波形を示し、縦軸に圧力(Pressure[kgf/cm^2])、横軸に時間(Time[sec])を表している。縦線 B 地点は被験者が崩れ落ちた時（以下、崩落時）である。これは、第三者の信号入力によるものである。よって、本来崩れ落ちた瞬間からは多少前後する。

6.2.2(a)　転倒パターン 2 における s-EMG

図 6.2.3(a),(b)より、双方とも同時期に筋活動が認められた。これは、急激な崩れ落ちによる足関節底屈のための筋活動と考えられる。

図 6.2.3(b)より、計測開始から 8.8 秒付近で大きな振幅が認められた。これは、被験者が対足の着床とともに崩れ落ちることを意識したため、歩行支援機を押し強い筋放電が得られたものと考えられる。また、図 6.2.4(b)の同時期の波形からも推察出来る。

図 6.2.3(c),(d)より、双方とも崩落時前後で突発的な筋活動が認められる。これは、崩落による膝関節屈曲による筋放電と考えられる。

6.2.2(b)　転倒パターン 2 における足底圧

図 6.2.4(a)より、通常歩行の波形から推測して計測開始から約 10.3 秒付近で波形がみられるはずが認められなかった。この理由として、すでに歩行が停止していたためだと考えられる。

図 6.2.4(c)より、計測開始から 9 秒付近の波形が通常歩行時の波形と異なることが認められる。これは、図 6.2.3(c)と同様に被験者が崩れ落ちを意識したため歩行支援機を押した結果だと考えられる。

図 6.2.4(c),(d),(e),(f)より、全ての波形が計測開始から約 10.7 秒付近では通常歩行時とは異なる波形及び歩行周期が認められた。これは、崩れ落ちによる変化であると考えられる。

図 6.2.4(g),(h)より、崩落時直前の波形が通常歩行時の波形と異なることが認められ

た。これは、崩れ落ちによる変化であると考えられる。

図 6.2.4 (i),(j),(k)より、計測開始から約 10.7 秒の前後で圧力の急激な上昇が認められた。これは、図 6.2.4(g)を含め考えると、踵の圧力値が 0 kgf/cm^2 になっていることから踏切時に崩落したため足底前部に圧力が最も掛かったと考えられる。

6.2.3 転倒パターン 1, 2 の考察

転倒パターン 1 における筋電図を考察すると歩行停止後、前脛骨筋、腓腹筋外側頭及び大腿直筋は歩行支援機との距離に比例し活動を増す。これは、膝関節の屈曲及び足関節の底屈を押さえるため、被験者の立位が保持できなくなる限界時まで活動を持続した。併せて足底圧の変化から、歩行周期を観察することで歩行停止を判断できる。停止した足（この場合、右足）の圧力はほとんど現れていない。また、停止した足の対足（左足）は足底前部に圧力の上昇、持続が認められるようになる。

転倒パターン 2 における筋肉の活動を考察すると、1) 全ての筋に於いて崩落時前後に突発的な筋活動が得られる。2) 腓腹筋外側頭を除く 3 筋は通常歩行時の数倍の振幅を得る。併せて足底圧を考察すると、圧力変化は遊脚であった右足より支持脚であった左足に通常歩行を越える瞬間的な圧力上昇を示すなど顕著に変化がみられた。つまり崩れ落ちによる転倒は支持脚のみに圧力変化が認められる。

以上より、転倒パターン 1,2 において危険回避を目的とした足底圧計測装置のセンサとしての有用性を考察すると、双方とも転倒時、若しくは転倒直前に圧力に特徴的な波形を示したため転倒回避のための制御情報として有力であると考えられる。つまり、足底圧を計測することにより転倒パターン 1,2 は防止可能であると考えられる。しかし、転倒時、及び転倒直前での左右の足底圧力はそれぞれ異なるため、転倒認識には足底圧計測装置を両足に着けることが望ましいと考えられる。

7. 結言

Gait Ex 中の事故を未然に回避するため転倒認識、歩行支援機制御用センサ、及び下肢表面筋筋電図の代用を目的として「足底圧計測装置を試作」した。本計測装置は市販品の部品を用いて構成、製作され、上記の目的において十分に機能が活かされるように鉛直方向の一軸の荷重を計測する等、従来の足底圧計測装置にない特徴を備えた。また、患者の足の形や大きさを問うことなく使用出来ることを考慮し、調節可能なサンダルに足底圧計測部を組み込んだ。

試作した本計測装置の有用性を実証するために s-EMG と比較検証する事で歩行支援機歩行時において、a)患者が転倒する直前の状態を認識し Gait Ex 中の事故を回避する、b) Gait Ex 中の各筋肉の筋活動状態を推定する事が可能であるか否か有用性の検討を行った。この実験により以下の結果を得た。

1) 自由歩行時、歩行支援機歩行時では足底に掛かる圧力や接床、離床の仕方に差があることが認められた。
2) 本計測装置で自由歩行時及び歩行支援機歩行時、双方で s-EMG から得られるデータと同じパターンを確認することが出来た。
3) 双方の歩行形態において、一部の圧力センサと下肢表層筋の筋放電量との間に有意な相関関係を認めた。
4) 歩行支援機歩行時における代表的な 2 種類の転倒パターン（転倒パターン 1,2）においても、転倒時、若しくは転倒直前に通常の歩行状態から得られる圧力波形と異なる特徴的な波形が得られることを確認した。

従って、今回製作した足底圧計測装置による足底圧力と一部の筋肉の筋放電量との間に相関関係がみられたことから本計測装置は下肢の筋活動を推定することが可能であり s-EMG の代用となる簡便なセンサとして有用である。また、転倒時、転倒直前に足底圧力に特徴的な圧力波形が確認されたことからも転倒回避等の有力な制御情報となり得ることが明らかになった。

しかし、今回の実験で示した結果は被験者が 1 名のため代表例にすぎない。よって今後被験者数を増やし一般化できるように研究を継続する必要がある。

謝辞

本研究を行うにあたり、井上喜雄教授、甲斐義弘助手には絶えずご指導を賜りましたことを深く感謝し、厚く御礼申し上げます。またご助言を頂きました高知工科大学院生谷岡哲也氏、川崎医療福祉大学菅原憲一講師、細木ユニティ病院高坂要一郎先生に深く感謝致します。そして、実験を行うに当たりご協力頂いた知能機械力学研究室の皆様にも深く感謝致します。

参考文献

1)Takayuki Turu, Koreaki Yamakuma, Yasuhiro Oniki：Dynamic Pressure Distribution beneath the Foot during Walking、整形外科と災害外科 39(2)839-842、1990
2)永田晟：バイオキネティクス-運動力学からリハビリテーション工学-、杏林書院、1996
3)Edward F. Delagi, Aldo Perotto：筋電図のための解剖ガイド-四肢-、西村書店、1985
4)Henry Otis Kendall, Florence Peterson Kendall, Gladys Elizabeth Wadsworth：Muscles(Testing and Function),Igaku syoin Ltd.,1971
5)江原義弘、窪田俊夫、土屋辰夫、野坂利也、山本澄子：下肢装具のバイオメカニクス-片麻痺歩行と装具の基礎力学-、医歯薬出版、1997
6)明石謙：運動学、医歯薬出版、1996
7)土屋和夫：臨床歩行分析入門、臨床歩行分析懇談会、医歯薬出版、1995
8)中村隆一、斉藤宏：臨床運動学、医歯薬出版、1999
9)齋藤宏、後藤保正、柳澤謙：運動学、医歯薬出版、1998

付録目次

付録

A. インテリジェント歩行支援機 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ A-1
A.1 歩行支援機動作方法 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ A-1

B. 筋電図(Electromyogram: EMG) ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ B-1
B.1 原理と測定方法 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ B-1
B.2 筋電図計測方法 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ B-1
B.2.1 被験筋 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ B-1
B.2.2 表面電極 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ B-1
B.2.3 表面電極の貼付方法 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ B-2
B.2.4 アーチファクトの除去 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ B-2
B.3 処理方法 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ B-2

C. 歩行 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ C-1
C.1 歩行周期 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ C-1
C.2 立脚期 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ C-1
C.3 立脚期の筋活動 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ C-1
C.4 足底圧の軌跡 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ C-2

図表

図 1.1　転倒パターン 1 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ D-1
図 1.2　転倒パターン 2 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ D-1

表 4.1(a)　IBX-3113 ハードウェア仕様 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ D-2
表 4.1(b)　IBX-3133 ハードウェア仕様 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ D-3
図 4.2(a)　生体信号電極及びコード ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ D-4
図 4.2(b)　生体信号アンプ ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ D-4

図 4.2(c)　生体信号送信機・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・D-4
図 4.2(d)　生体信号受信機・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・D-4

図 5.1　測定筋肉部位・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・D-5
図 5.2(a)　筋電図、足底圧波形元データ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・D-6
図 5.2(b)　歩行周期各相・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・D-6
図 5.2(c)　筋電図波形絶対値化・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・D-6
図 5.2(d)　積分該当部分・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・D-6

グラフ

図 6.1.1(a)　自由歩行時の前脛骨筋筋電図・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-1
図 6.1.1(b)　自由歩行時の腓腹筋外側頭筋電図・・・・・・・・・・・・・・・・E-1
図 6.1.1(c)　自由歩行時の大腿直筋筋電図・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-2
図 6.1.1(d)　自由歩行時のハムストリングス筋電図・・・・・・・・・・・・・E-2
図 6.1.2(a)　自由歩行時の右踵部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-3
図 6.1.2(b)　自由歩行時の右ショパール関節部圧力・・・・・・・・・・・・・E-3
図 6.1.2(c)　自由歩行時の右 MP 関節部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・E-4
図 6.1.2(d)　自由歩行時の右外側部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-4
図 6.1.2(e)　自由歩行時の右母指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-5
図 6.1.2(f)　自由歩行時の右小指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-5
図 6.1.2(g)　自由歩行時の左踵部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-6
図 6.1.2(h)　自由歩行時の左ショパール関節部圧力・・・・・・・・・・・・・E-6
図 6.1.2(i)　自由歩行時の左 MP 関節部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・E-7
図 6.1.2(j)　自由歩行時の左外側部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-7
図 6.1.2(k)　自由歩行時の左母指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-8
図 6.1.2(l)　自由歩行時の左小指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・・・E-8

図 6.1.3(a)　歩行支援機歩行時の前脛骨筋筋電図・・・・・・・・・・・・・・F-1
図 6.1.3(b)　歩行支援機歩行時の腓腹筋外側頭筋電図・・・・・・・・・・・・F-1
図 6.1.3(c)　歩行支援機歩行時の大腿直筋筋電図・・・・・・・・・・・・・・F-2
図 6.1.3(d)　歩行支援機歩行時のハムストリングス筋電図・・・・・・・・・・F-2
図 6.1.4(a)　歩行支援機歩行時の右踵部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・F-3
図 6.1.4(b)　歩行支援機歩行時の右ショパール関節部圧力・・・・・・・・・・F-3
図 6.1.4(c)　歩行支援機歩行時の右 MP 関節部圧力・・・・・・・・・・・・・F-4

図 6.1.4(d)　歩行支援機歩行時の右外側部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ F-4
図 6.1.4(e)　歩行支援機歩行時の右母指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ F-5
図 6.1.4(f)　歩行支援機歩行時の右小指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ F-5
図 6.1.4(g)　歩行支援機歩行時の左踵部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ F-6
図 6.1.4(h)　歩行支援機歩行時の左ショパール関節部圧力・・・・・・・・・・ F-6
図 6.1.4(i)　歩行支援機歩行時の左 MP 関節部圧力・・・・・・・・・・・・ F-7
図 6.1.4(j)　歩行支援機歩行時の左外側部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ F-7
図 6.1.4(k)　歩行支援機歩行時の左母指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ F-8
図 6.1.4(l)　歩行支援機歩行時の左小指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ F-8

表 6.1.5(a)　自由歩行時における踵部と各筋肉の相関関係・・・・・・・・・・ G-1
表 6.1.5(b)　自由歩行時におけるｼｮﾊﾟｰﾙ関節部と各筋肉の相関関係・・・ G-1
表 6.1.5(a)　自由歩行時における MP 関節部と各筋肉の相関関係・・・・ G-1
表 6.1.5(b)　自由歩行時における外側部と各筋肉の相関関係・・・・・・・・ G-1
表 6.1.5(a)　自由歩行時における母指部と各筋肉の相関関係・・・・・・・・ G-1
表 6.1.5(b)　自由歩行時における小指部と各筋肉の相関関係・・・・・・・・ G-1
表 6.1.6(a)　歩行支援機歩行時における踵部と各筋肉の相関関係・・・・ G-2
表 6.1.6(b)　歩行支援機歩行時における
ｼｮﾊﾟｰﾙ関節部と各筋肉の相関関係・・・ G-2
表 6.1.6(a)　歩行支援機歩行時における MP 関節部と各筋肉の相関関係・・・ G-2
表 6.1.6(b)　歩行支援機歩行時における外側部と各筋肉の相関関係・・・ G-2
表 6.1.6(a)　歩行支援機歩行時における母指部と各筋肉の相関関係・・・ G-2
表 6.1.6(b)　歩行支援機歩行時における小指部と各筋肉の相関関係・・・ G-2

図 6.2.1(a)　転倒パターン 1 時の前脛骨筋筋電図・・・・・・・・・・・・・ H-1
図 6.2.1(b)　転倒パターン 1 時の腓腹筋外側頭筋電図・・・・・・・・・・・ H-1
図 6.2.1(c)　転倒パターン 1 時の大腿直筋筋電図・・・・・・・・・・・・・ H-2
図 6.2.1(d)　転倒パターン 1 時のハムストリングス筋電図・・・・・・・・・ H-2
図 6.2.2(a)　転倒パターン 1 時の右踵部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ H-3
図 6.2.2(b)　転倒パターン 1 時の右ショパール関節部圧力・・・・・・・・・ H-3
図 6.2.2(c)　転倒パターン 1 時の右 MP 関節部圧力・・・・・・・・・・・・ H-4
図 6.2.2(d)　転倒パターン 1 時の右外側部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ H-4
図 6.2.2(e)　転倒パターン 1 時の右母指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ H-5
図 6.2.2(f)　転倒パターン 1 時の右小指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ H-5
図 6.2.2(g)　転倒パターン 1 時の左踵部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ H-6
図 6.2.2(h)　転倒パターン 1 時の左ショパール関節部圧力・・・・・・・・・ H-6

図 6.2.2(i)　転倒パターン 1 時の左 MP 関節部圧力・・・・・・・・・・・・ H-7
図 6.2.2(j)　転倒パターン 1 時の左外側部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ H-7
図 6.2.2(k)　転倒パターン 1 時の左母指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ H-8
図 6.2.2(l)　転倒パターン 1 時の左小指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ H-8

図 6.2.3(a)　転倒パターン 2 時の前脛骨筋筋電図・・・・・・・・・・・・・・ I-1
図 6.2.3(b)　転倒パターン 2 時の腓腹筋外側頭筋電図・・・・・・・・・・・・ I-1
図 6.2.3(c)　転倒パターン 2 時の大腿直筋筋電図・・・・・・・・・・・・・・ I-2
図 6.2.3(d)　転倒パターン 2 時のハムストリングス筋電図・・・・・・・・・ I-2
図 6.2.4(a)　転倒パターン 2 時の右踵部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ I-3
図 6.2.4(b)　転倒パターン 2 時の右ショパール関節部圧力・・・・・・・・・ I-3
図 6.2.4(c)　転倒パターン 2 時の右 MP 関節部圧力・・・・・・・・・・・・・ I-4
図 6.2.4(d)　転倒パターン 2 時の右外側部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ I-4
図 6.2.4(e)　転倒パターン 2 時の右母指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ I-5
図 6.2.4(f)　転倒パターン 2 時の右小指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ I-5
図 6.2.4(g)　転倒パターン 2 時の左踵部圧力・・・・・・・・・・・・・・・・ I-6
図 6.2.4(h)　転倒パターン 2 時の左ショパール関節部圧力・・・・・・・・・ I-6
図 6.2.4(i)　転倒パターン 2 時の左 MP 関節部圧力・・・・・・・・・・・・・ I-7
図 6.2.4(j)　転倒パターン 2 時の左外側部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ I-7
図 6.2.4(k)　転倒パターン 2 時の左母指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ I-8
図 6.2.4(l)　転倒パターン 2 時の左小指部圧力・・・・・・・・・・・・・・・ I-8

A. インテリジェント歩行支援機

歩行支援機（図 A.1）は、日立自立歩行支援機（JHS-1、日立化成工業株式会社製、日本）に駆動装置、制御装置、非常停止ボタン、力覚センサ（図 A.2)、位置エリアセンサ（図 A.3)、ロードセルを取り付けた機器である。歩行支援機は各々のセンサ情報に基づいて制御される。また、Gait Ex を行う患者の障害は多種多様である。そのため、各患者の症状に合わせて動作が可能なように、現在 5 種類の動作モードが実験的に用意されている。

A.1　歩行支援機動作方法

速度一定モード

歩行支援機の 2 つのハンドル（図 A.2）に加わる力の合力が前進方向に加わったとき、前方へ歩行支援機が一定速度で動作し、また合力が後進方向に加わると後方へ一定速度で動作するように設定されている。（今回の実験では歩行支援機の一定速度を 0.5[km/h]に設定）

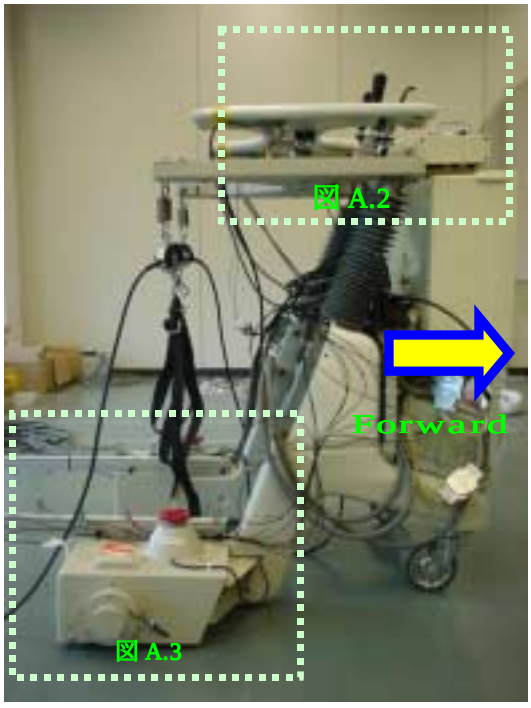


図 A.1　歩行支援機

図 A.2　力覚センサ及びハンドル

図 A.3　位置エリアセンサ

B. 筋電図（Electromyogram: EMG）

B.1　原理と測定方法

筋肉の細胞内部は主に細胞膜（形質膜）が Na^+、K^+、Cl^-イオンの濃度を制御することにより、安静時は外部に対して-80mV 程度の負電位（静止電位：resting potential）を維持しているが、興奮時には瞬時に電位が+100mV 以上上昇（脱分極：depolarization）する。これが活動電位(action potential)であり、筋細胞（筋線維：muscle fiber）（群）の活動電位を検出して記録したものが筋電図（EMG）である。脊髄からの運動神経は枝別れして多数の筋線維を支配しており、これを運動単位 **M**otor **U**nit という。MU は物理的筋出力の最小単位といえる。

EMG 検出用の電極は皮膚表面に貼付する表面電極と筋内に刺入する挿入電極がある。MU の活動電位を個別に記録するには、挿入電極のうち同心型針電極（インパルス状の筋電図波形を得る）を用いる。一方、生理人類学や人間工学では簡便で被験者への苦痛が小さいことから、表面電極をしばしば用いる。表面筋電図（s-EMG）の検出には、測定部位に 1 個の電極を貼付する単極導出法と一対の電極を貼付する双極誘導法がある。ただし単極導出法では無関電極（差動増幅の負入力用）の位置が問題となるため、双極誘導法が一般的に利用される。筋活動電位は先述のように 100mVp-p 程度の振幅があるが、ヒトの導体組織中を伝導する際に大幅に減衰されて皮膚表面では 1mVp-p 程度の微弱な信号となる。また、s-EMG の周波数帯域は、およそ 10～1000Hz である。

B.2　筋電図計測方法

筋電図を計測するには導出インピーダンスや電極貼付位置の違い等から再現性が非常に乏しい。よって、同一被験筋で同一条件下でなければ振幅の絶対値は意味を持たない。また、以下に示す注意及び条件を満たす必要がある。

B.2.1　被験筋

表面筋電図は電極を皮膚表面上に直接貼付し導出するため、下腿三頭筋，前脛骨筋等の表層筋を対象とする。骨間筋など深層筋は測定出来ない。

B.2.2　表面電極

a)　電極電位が安定しており，電極抵抗が小さいこと。
b)　装着が容易であり，脱落しないこと。
c)　被験筋からの筋活動電位以外の電気信号及び雑音（以下、アーチファクト）が生じないこと。

d) 被験筋に対して適度な大きさであること。

B.2.3 表面電極の貼付方法

a) 剃毛や皮脂の除去等、皮膚表面上に前処理を施し、皮膚の電極インピーダンスを5ｋΩ以下にする。
b) 電極は筋腹上に筋線維の方向に沿って 2 個貼る。
c) 電極間距離は一定にする。

B.2.4 アーチファクトの除去

a) 皮膚の電極インピーダンスを低くするために，消毒用アルコール等を用いて皮脂を除去する。また必要に応じ電極装着部位の剃毛を行い，電解クリーム（皮膚研磨剤）を使用し汚れをとる。
b) 必要に応じて電極リード線をテープ等で身体に固定する。
c) 適正な周波数帯域及び時定数に設定する。

B.3 処理方法

筋活動量の評価を目的とする場合、sEMG の整流積分値（iEMG；単位時間内の放電量の総和）または実効値（RMS 値；単位時間毎の二乗平均値の平方根）によって筋の活動総量（数値）または包絡線 envelope（時系列グラフ）として使用する。周波数スペクトルによる疲労評価を目的とする場合、一定時間の sEMG を FFT 解析する。

C. 歩行

C.1　歩行周期

歩行周期は歩行を時間因子で捉えたものであり、踵接地から同側脚の踵接地までの経過時間である。歩行周期は立脚期(stance phase)と遊脚期(swing phase)に分けられ、歩行周期を 100%としたとき、立脚期は約 60%、遊脚期は約 40%を占める。

C.2　立脚期

立脚期とは歩行の際に足が地面についている時期を指す。この時、一側の下肢で支持する単脚支持期(single support phase)と両側の下肢で支持する両脚支持期(double support phase)に分けられる。

さらに、足部の接地状態より踵接地(**h**eel **c**ontact)、足底接地(**f**oot **f**lat)、踵離地(**h**eel **o**ff)、足尖離地(**t**oe **o**ff)に細分化される（図 C.1）。

歩行周期を 100%としたとき、踵接地から足底接地までが約 15%、踵離地までが 30%、足尖離地までが 60%の内訳となる。踵接地から立脚中期までの立脚期前半は遊脚期で失われた平衡を元に戻そうとする時期であり、立脚中期から足尖離地の後半は地面を蹴って推進力がかかる時期である。

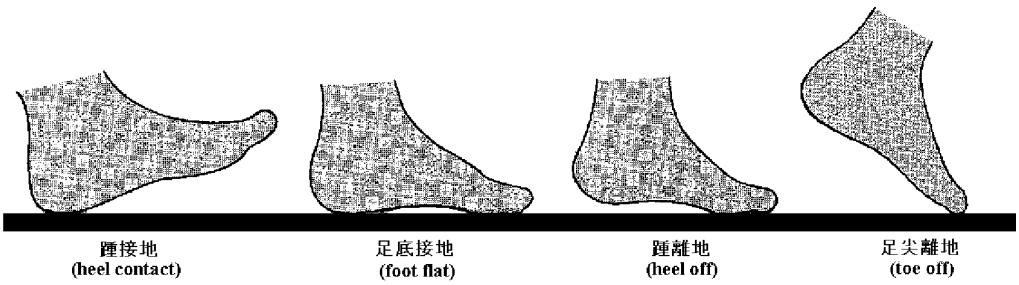


図 C.1　足部の接床、離床の順序

C.3　立脚期の筋活動

立脚初期（踵接地・足底接地）

主に前脛骨筋、大腿直筋及びハムストリングスが活動する（図 C.2）。

・前脛骨筋：踵接地後に伸長性収縮することで足関節の急激な底屈を避け、足部がショックアブソーバーとして着地衝撃を和らげる。

・大腿直筋：踵接地後に伸長性収縮する事で膝伸展位から軽度屈曲位までの制御に働

き、着地における体重衝撃の吸収を行う。

・ハムストリングス：股関節の伸展に働くと共に大腿四頭筋と共同して膝を安定させる。

立脚後期（踵離地・足尖離地）

主に腓腹筋外側頭が活動する（図 C.2）。

・腓腹筋外側頭：踵離地以降、足関節の背屈のため伸長性収縮を行い、その後短縮性収縮によって後方への蹴り出しが行われる。

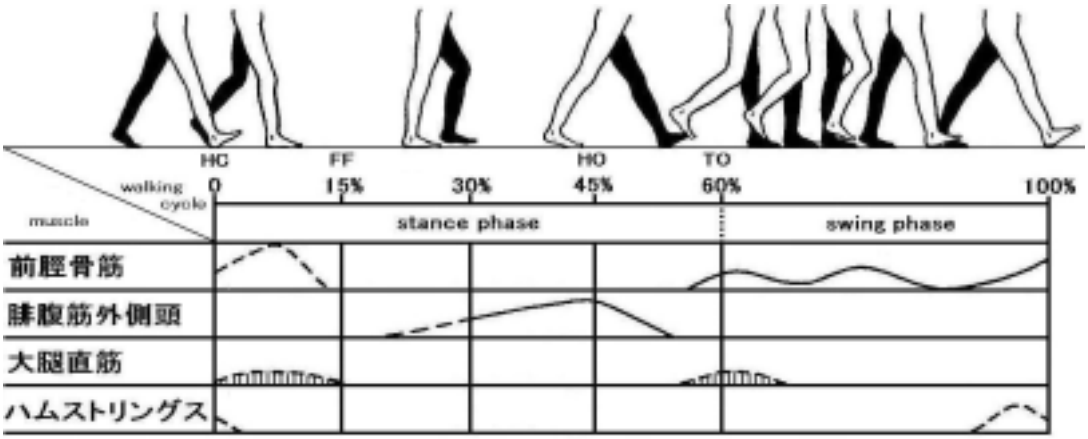


図 C.2　歩行周期と筋活動時期の関係

C.4　足底圧の軌跡

足底圧の高い軌跡は、踵中央から足底の中央よりやや外側を通り、小指球を経て内方へ進み、母指球を通り母指に抜けていく。

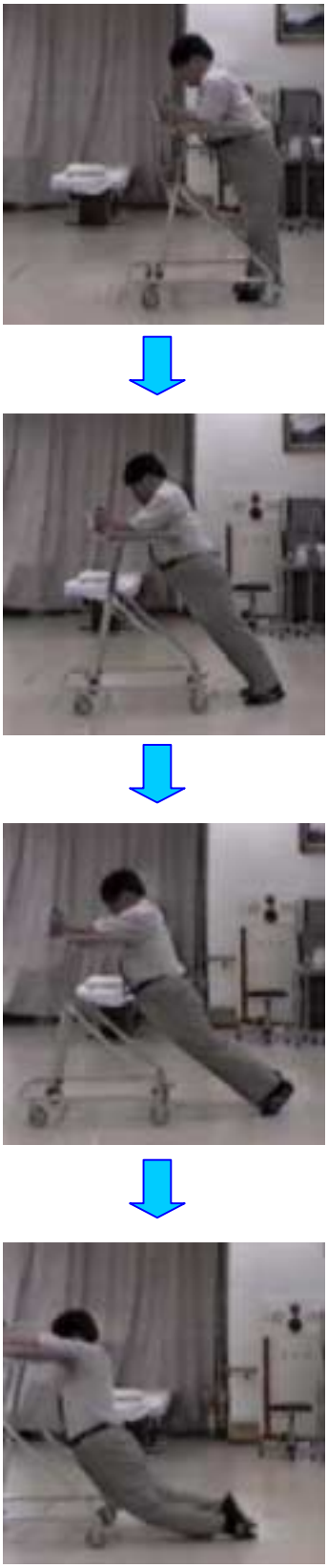


図 1.1　転倒パターン 1

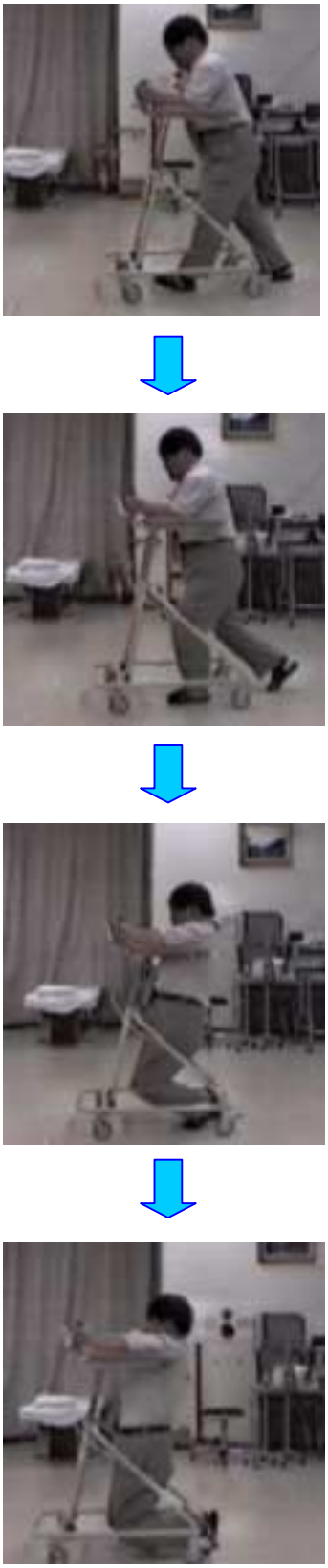


図 1.2　転倒パターン 2

表4.1(a) IBX-3113ハードウェア仕様

項目		仕様
アナログ部	入力仕様	接続法法 :シングルエンド入力／差動入力 切り替えて使用可能 チャンネル切り替え方式 :マルチプレクサ切り替え方式
	入力チャンネル数	シングルエンド入力時 :16チャンネル 差動入力時 : 8チャンネル
	絶縁方式	非絶縁入力
	入力レンジ	ユニポーラ :0～+ 1V　バイポーラ :−1～+1V :0～+2.5V　:−2.5～+2.5V :0～+ 5V　:− 5～+ 5V :0～+10V　:−10～+10V (ソフトウェアにて設定)
	分解能	12ビット
	入力インピーダンス	10MΩ以上
	入力保護	POWER ON時　±35V POWER OFF時　±20V
	AD変換器	仕様素子 :ADS774K(相当品)
	相対精度	±1LSB　(at 25℃)
	誤差(MAX)	±0.2 %　(0～50℃)　:0～+ 5V,　:±2.5V,
	変換時間	1μs　(チャンネル固定時) 2μs　(チャンネル切り替え高速モード時) 5μs　(チャンネル切り替えノーマルモード時)
	アナログトリガ	設定値(電圧) :2点／チャンネル 比較電圧をDAにて設定　(±10V) 立ち上がり／立ち下がりの設定 トリガ出力 :1点
デジタル部	FIFO容量	4kワード／ボード
	割り込み機能	仕様素子 :8259相当品 AD変換終了割り込み サンプリング終了 タイマ割り込み 外部トリガ FIFOフル アナログトリガ出力 DMA転送数
	DMA	パソコン本体内DMA転送用 DRQ5, DRQ6, DRQ7 (ソフトウェアにて設定) ワード転送のみ 200kワード／s ワード転送時)
	タイマ	仕様素子 :8254相当品 基準クロック :8MHz サンプリング周波数 タイマ周期
	汎用入出力	入力 :2点(TTL) 出力 :2点(TTL)
	外部制御入力	ADサンプリング制御入力 :1点 外部割り込み入力 :2点 外部サンプリングクロック入力 :1点
共通部	I/Oポートアドレス	16ビットフルデコード設定可能 (RSWにて設定) 占有ポート数 :8ポート データバス幅 :16ビット
	外部電源入力	+15V, −15V　(負荷電流10mA以下) +5V　(負荷電流100mA以下) (JPにて設定)
	供給電源	DC+ 5V(± 5%)
	消費電流	+ 5V　2.0A(TYP)
	使用条件	温度 :0～50℃　湿度 :20～90%　(非結露)
	使用コネクタ	PCR-E50LMDA (相当品)

表4.1(b) IBX-3133ハードウェア仕様

項目		仕様
アナログ入力	入力仕様	接続法法 :シングルエンド入力／差動入力 切り替え使用可能 チャンネル切り替え方式 :マルチプレクサ切り替え方式
	入力チャンネル数	シングルエンド入力時 :16チャンネル 差動入力時 : 8チャンネル
	絶縁方式	非絶縁入力
	入力レンジ	バイポーラ :−2.5～+2.5V ユニポーラ :0～+ 5V :− 5～+ 5V :0～+10V :−10～+10V (JPにて設定)
	分解能	12ビット
	入力インピーダンス	10MΩ以上
	入力保護	POWER ON時 ±35V POWER OFF時 ±20V
	AD変換器	仕様素子 :ADS774K(相当品) 分解能 :12ビット 変換時間 :8.5μs
	相対精度	±1LSB (at 25℃)
	誤差(最大)	±0.15% (0～50℃) :0～+10V, :± 5V, :±10V ±0.2 % (0～50℃) :0～+ 5V, :±2.5V,
	変換時間	10μs (チャンネル使用時) 60μs (チャンネル切り替え時)
デジタル部	割り込み機能	AD変換終了割り込み タイマ割り込み 外部割り込み (JPにて設定)
	タイマ	仕様素子 :8254相当品 基準クロック :8MHz タイマ割り込み AD変換スタート
	汎用入出力	入力 :2点(TTL) 出力 :2点(TTL)
	外部制御入力	ADサンプリング制御入力 :1点 外部割り込み入力 :2点
共通部	I/Oポートアドレス	16ビットフルデコード設定可能 (RSWにて設定) 占有ポート数 :16ポート
	外部電源入力	+12V, −12V (負荷電流10mA以下) (負荷電流100mA以下)
	供給電源	DC+ 5V(± 5%) DC+12V(±10%) :入力レンジ0～+10V, ±10V使用時、±5% DC−12V(±10%) :入力レンジ0～+10V, ±10V使用時、±5%
	消費電流	+ 5V 0. 5A(TYP) +12V 40mA(TYP) −12V 20mA(TYP)
	使用条件	温度 :0～50℃ 湿度 :20～90% (非結露)
	使用コネクタ	PCR-E50LMDA (相当品)

図 4.2(a)　生体信号電極及びコード

図 4.2(b)　生体信号アンプ

図 4.2(c)　生体信号送信機

図 4.2(d)　生体信号受信機

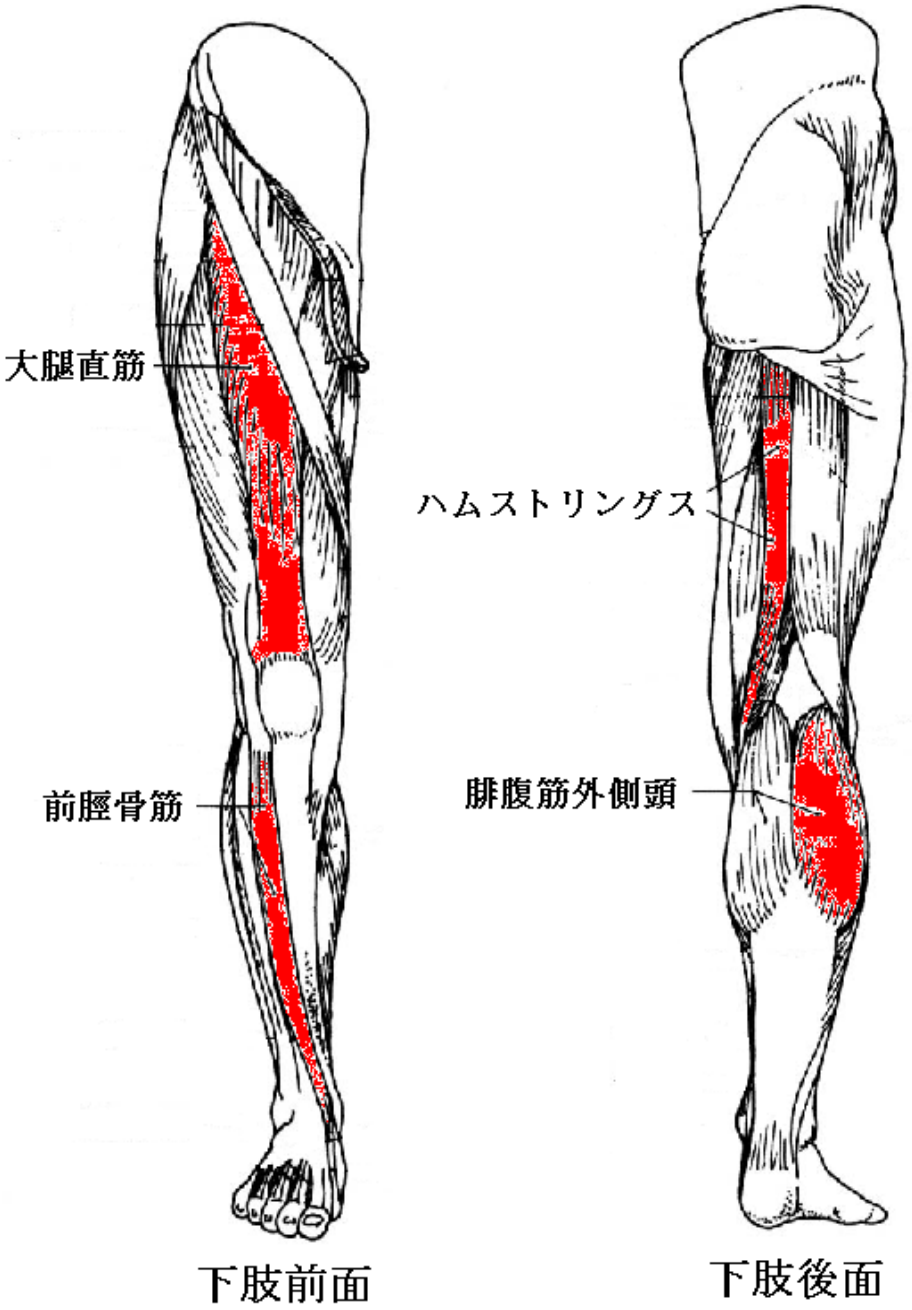


図 5.1　測定筋肉部位

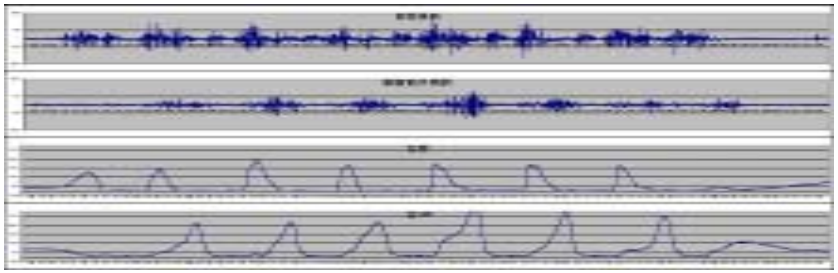


図 5.2(a)　筋電図、足底圧波形元データ

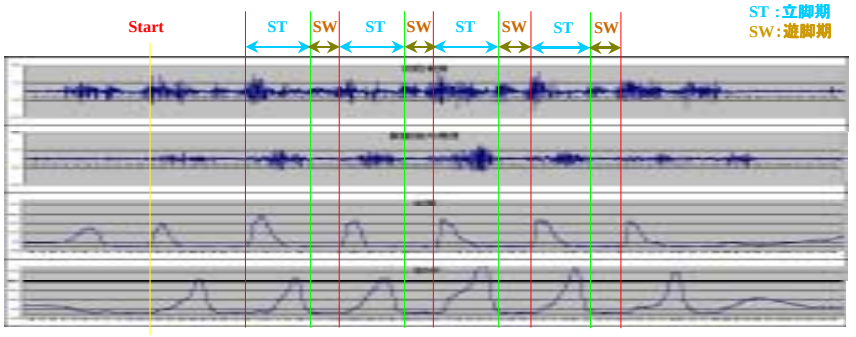


図 5.2(b)　歩行周期各相

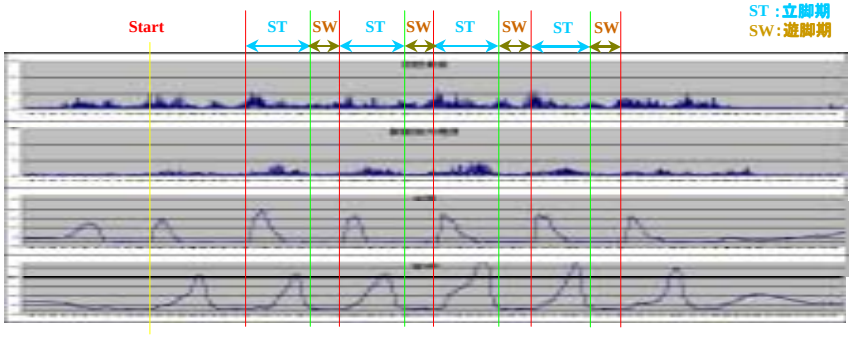


図 5.2(c)　筋電図波形絶対値化

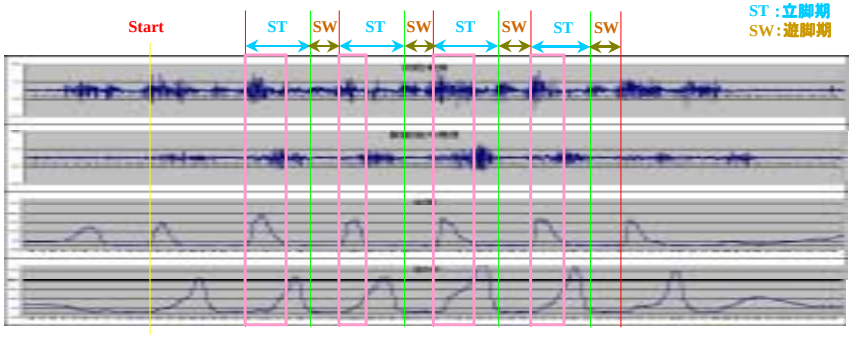


図 5.2(d)　積分該当部分

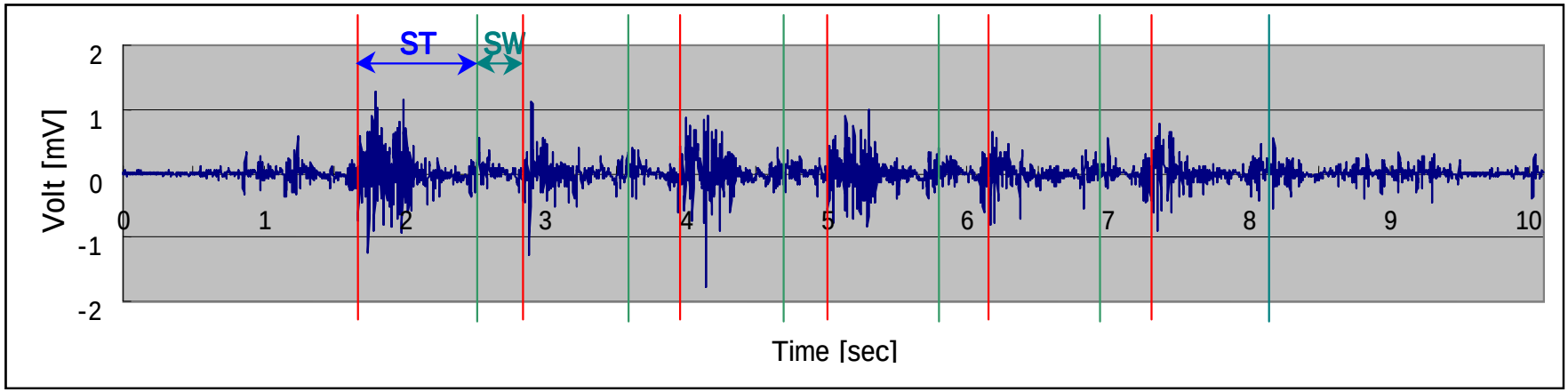


図 6.1.1(a)　自由歩行時の前脛骨筋筋電図

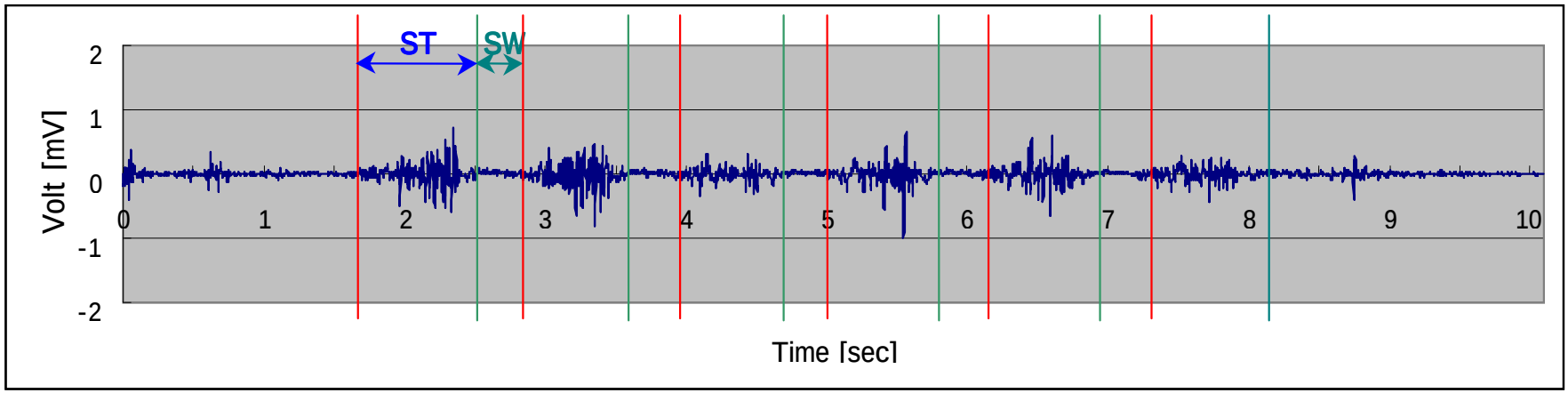


図 6.1.1(b)　自由歩行時の腓腹筋外側頭筋電図

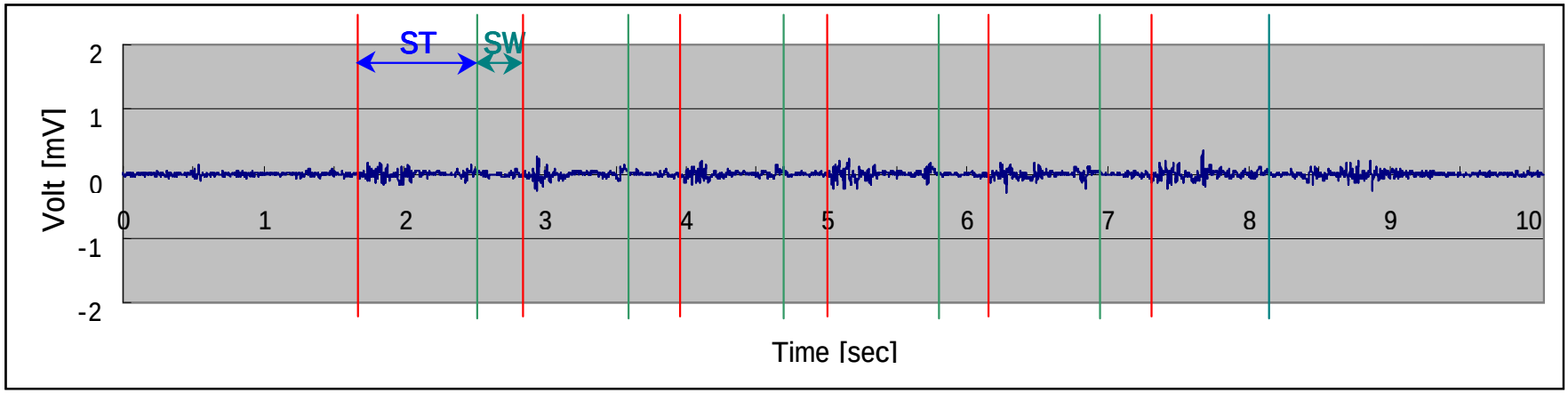


図 6.1.1(c)　自由歩行時の大腿直筋筋電図

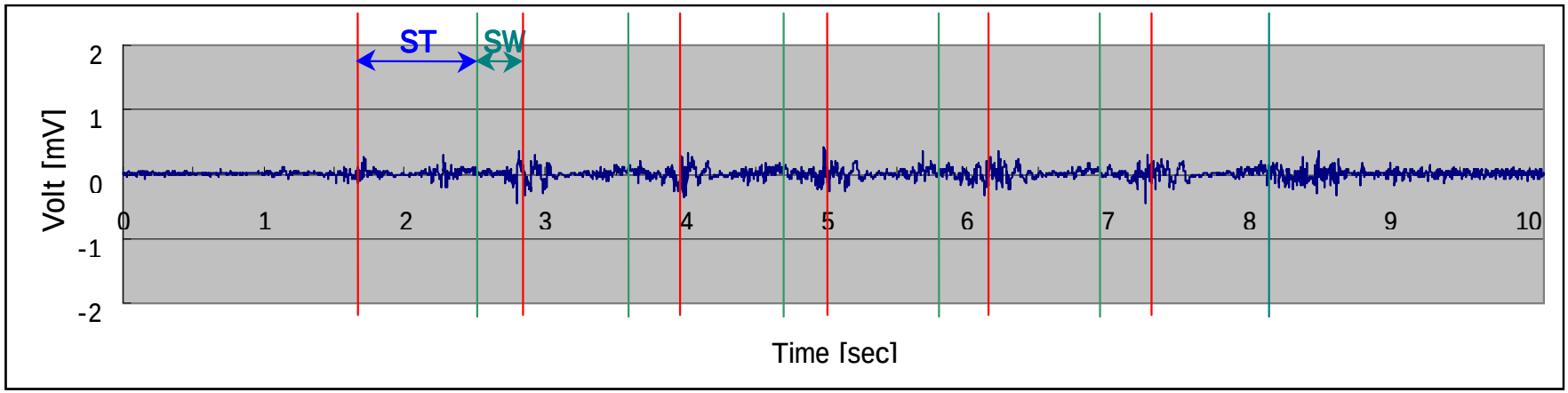


図 6.1.1(d)　自由歩行時のハムストリングス筋電図

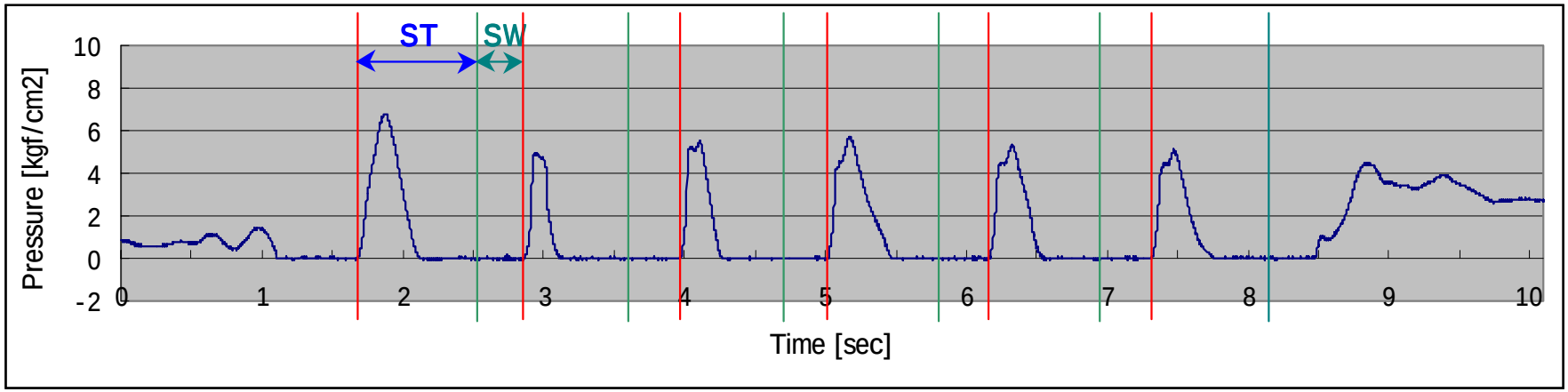


図 6.1.2(a)　自由歩行時の右踵部圧力

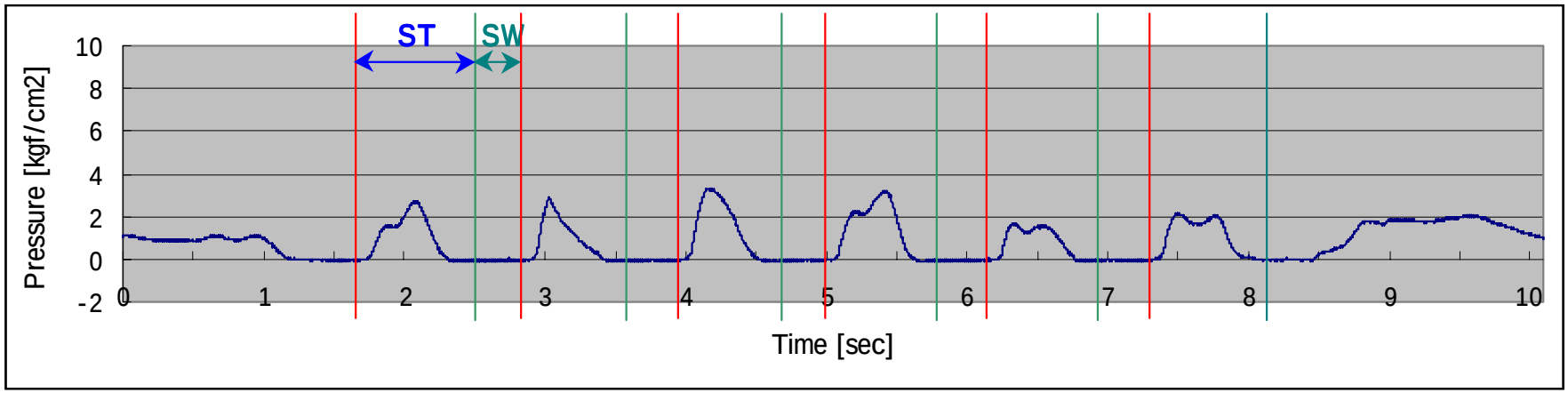


図 6.1.2(b)　自由歩行時の右ショパール関節部圧力

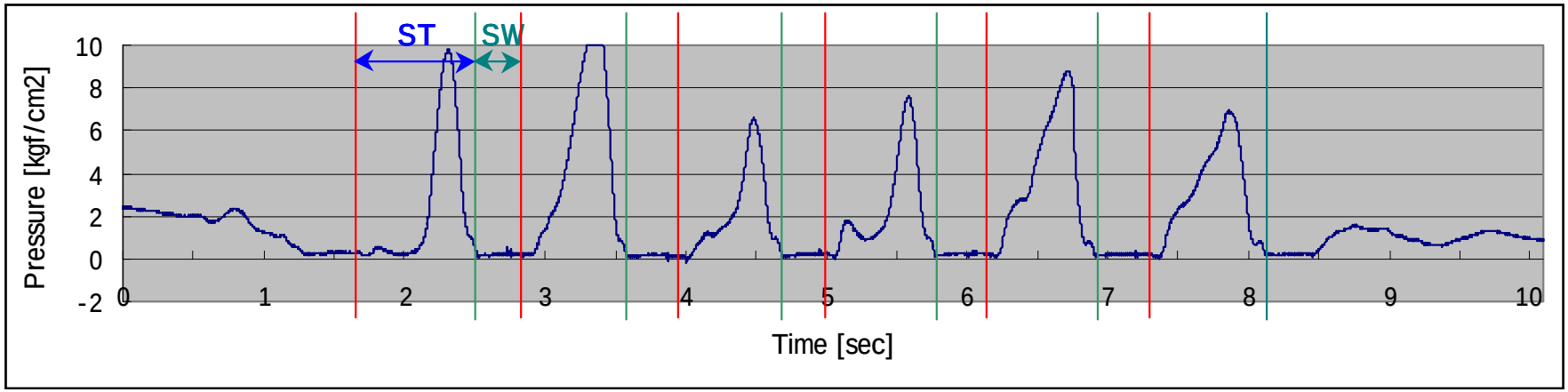


図 6.1.2(c)　自由歩行時の右 MP 関節部圧力

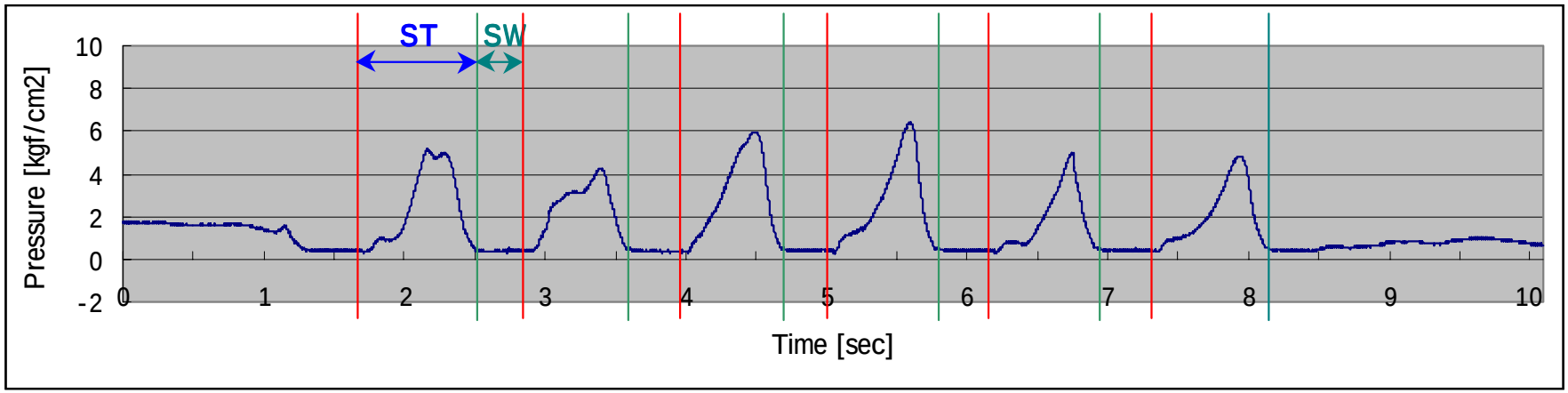


図 6.1.2(d)　自由歩行時の右外側部圧力

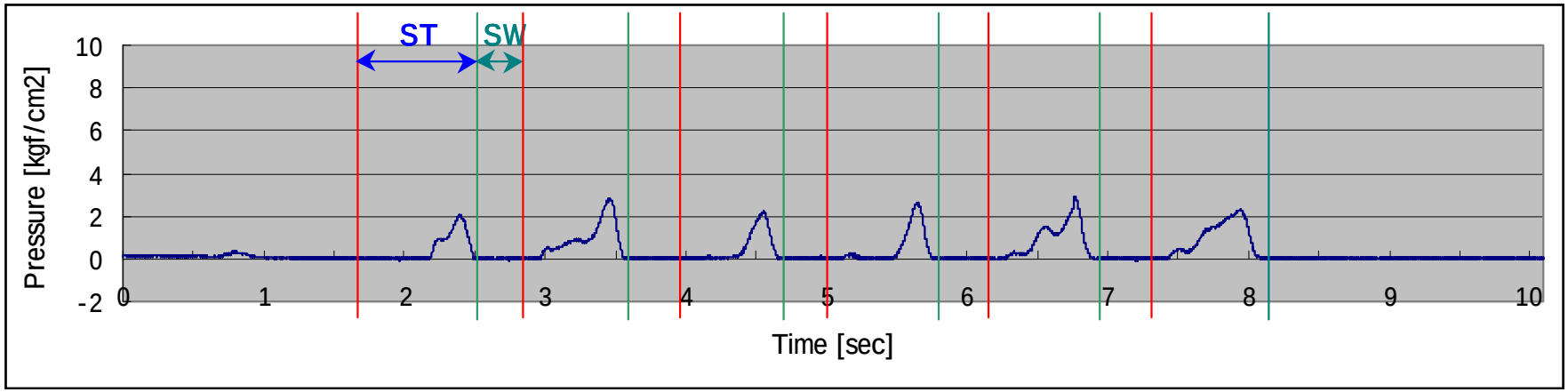


図 6.1.2(e)　自由歩行時の右母指部圧力

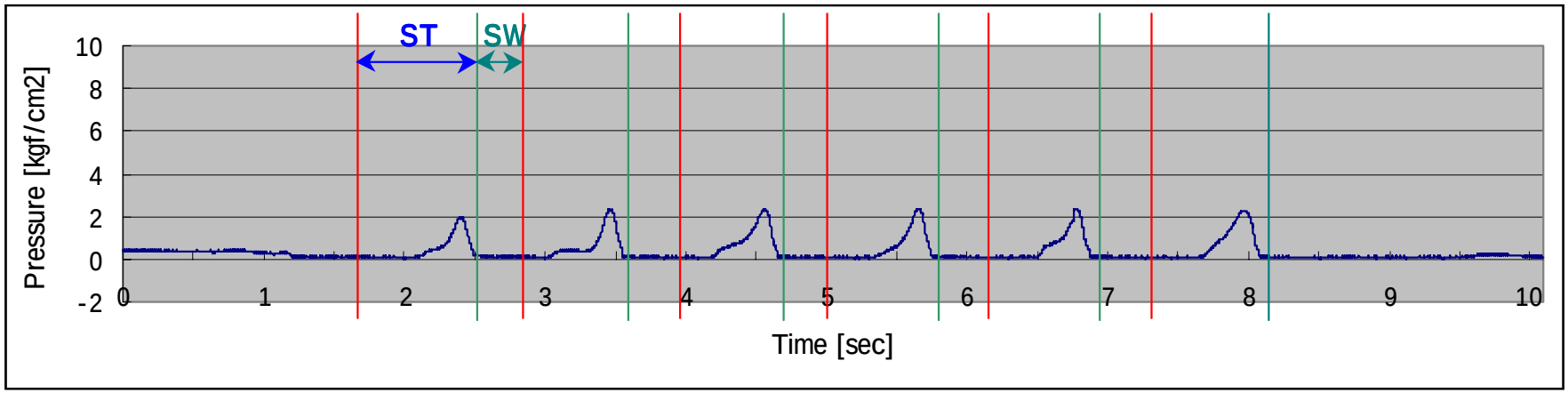


図 6.1.2(f)　自由歩行時の右小指部圧力

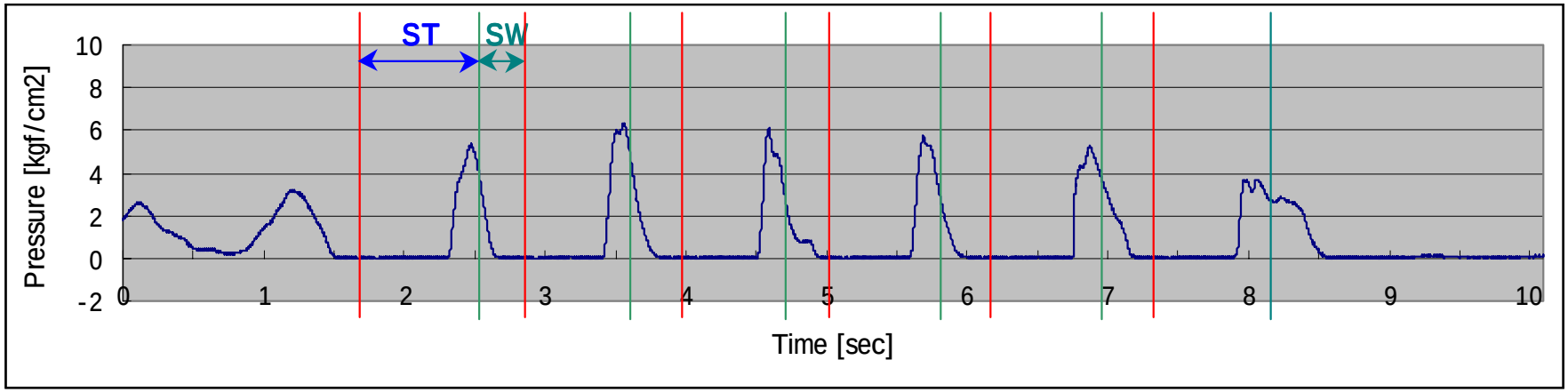


図 6.1.2(g)　自由歩行時の左踵部圧力

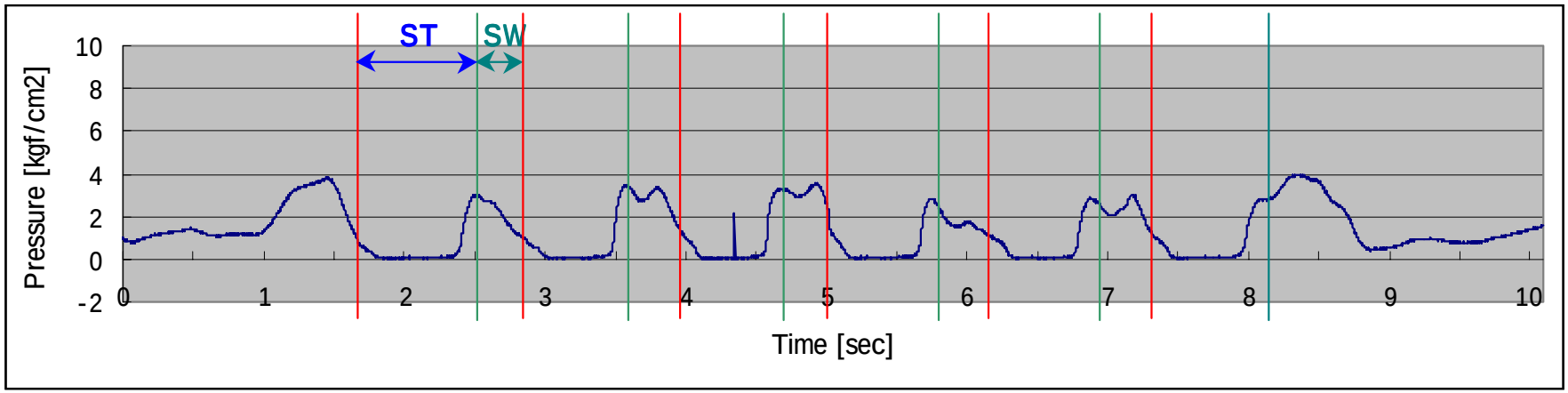


図 6.1.2(h)　自由歩行時の左ショパール関節部圧力

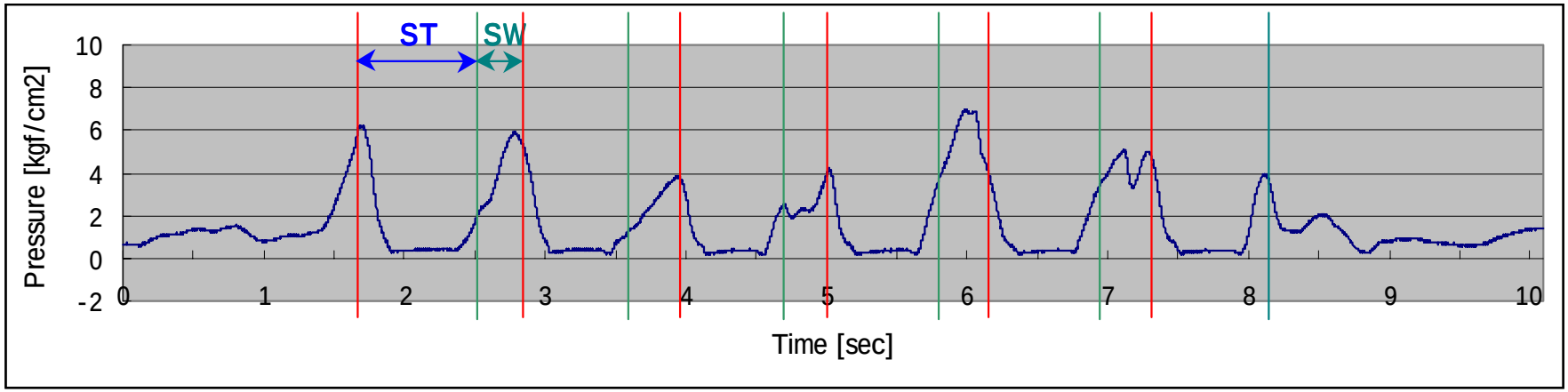


図 6.1.2(i)　自由歩行時の左 MP 関節部圧力

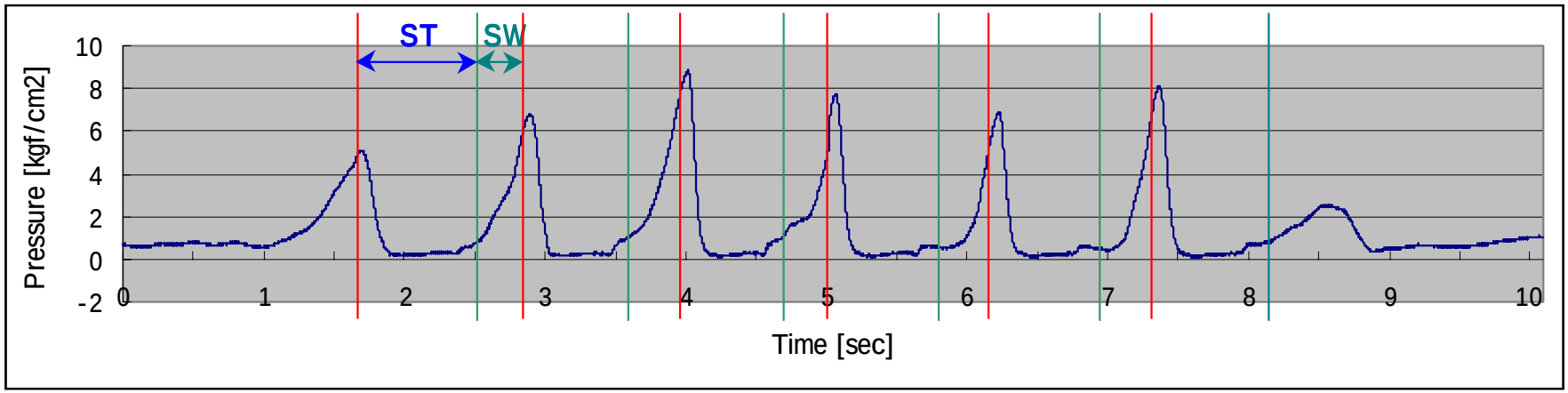


図 6.1.2(j)　自由歩行時の左外側部圧力

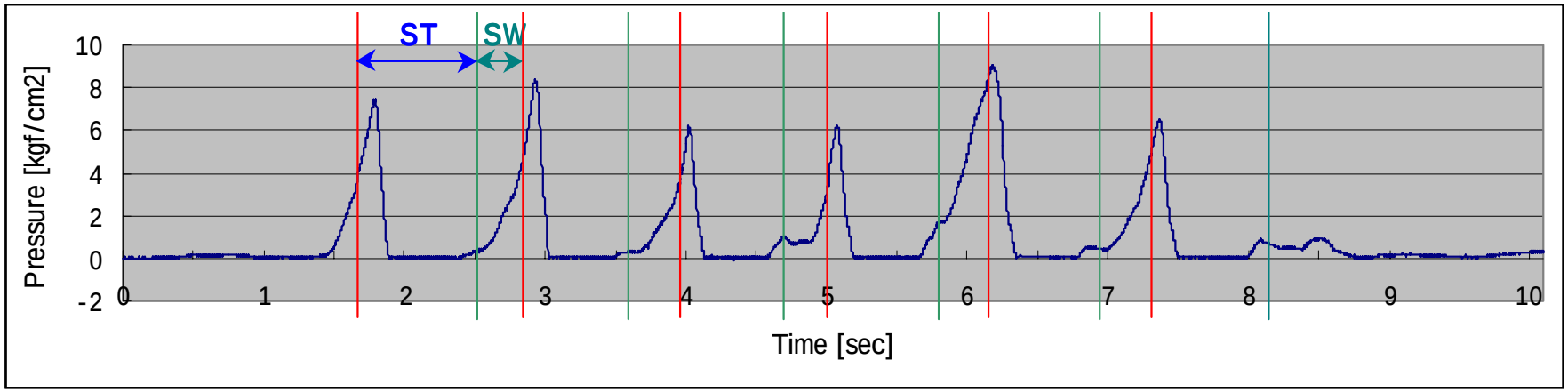


図 6.1.2(k)　自由歩行時の左母指部圧力

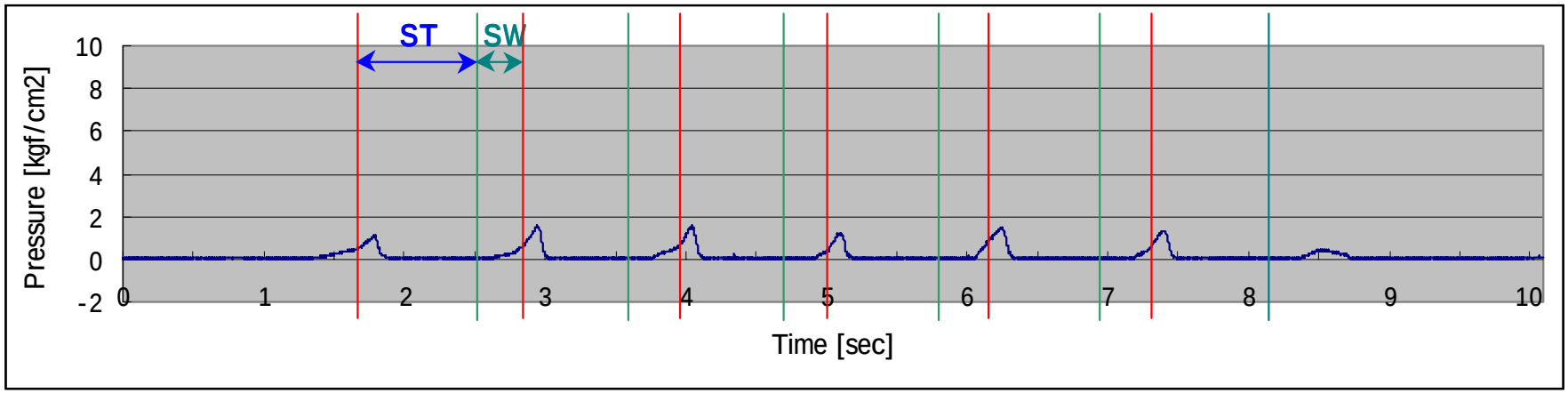


図 6.1.2(l)　自由歩行時の左小指部圧力

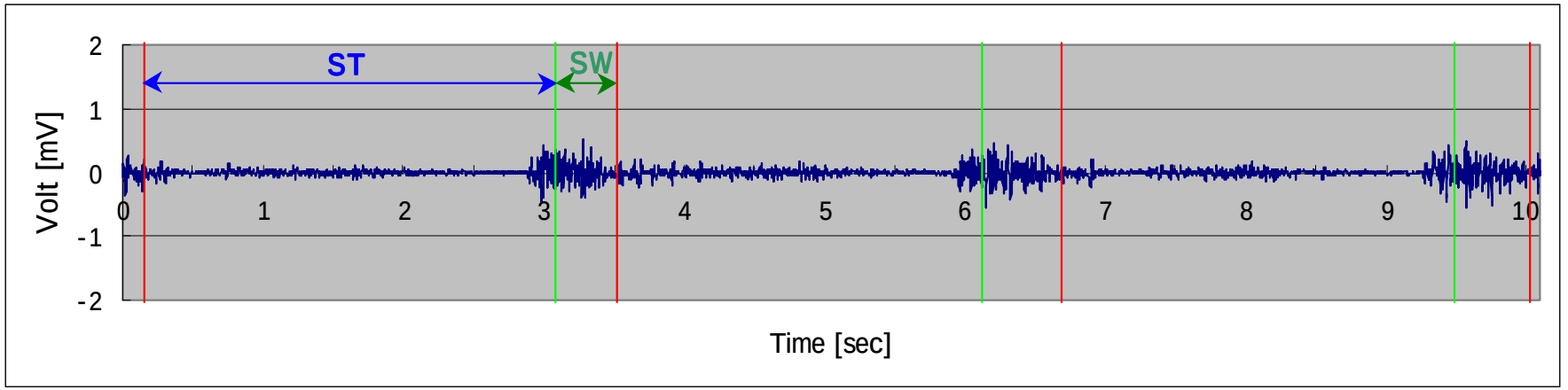


図 6.1.3(a)　歩行支援機歩行時の前脛骨筋筋電図

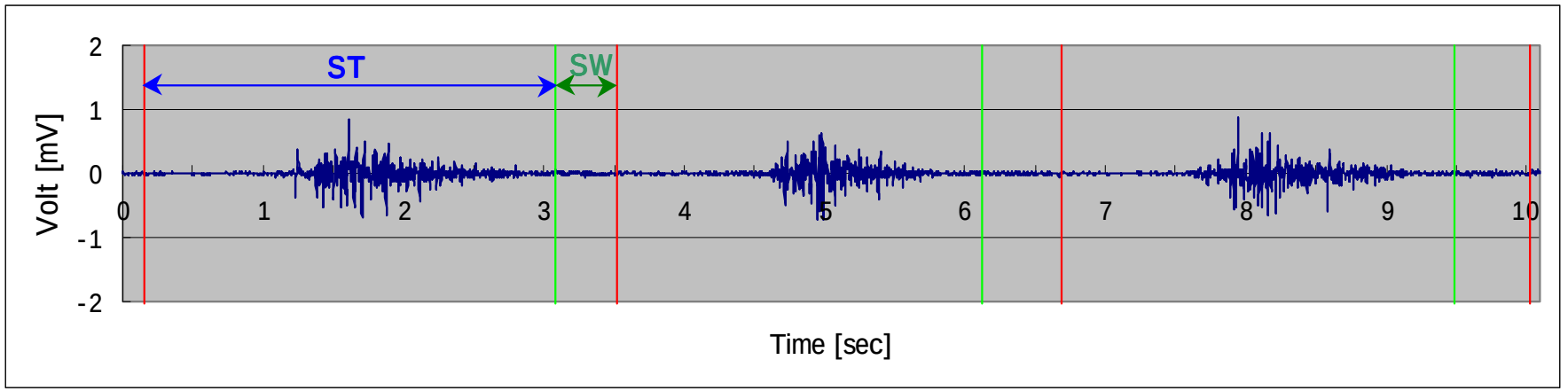


図 6.1.3(b)　歩行支援機歩行時の腓腹筋外側頭筋電図

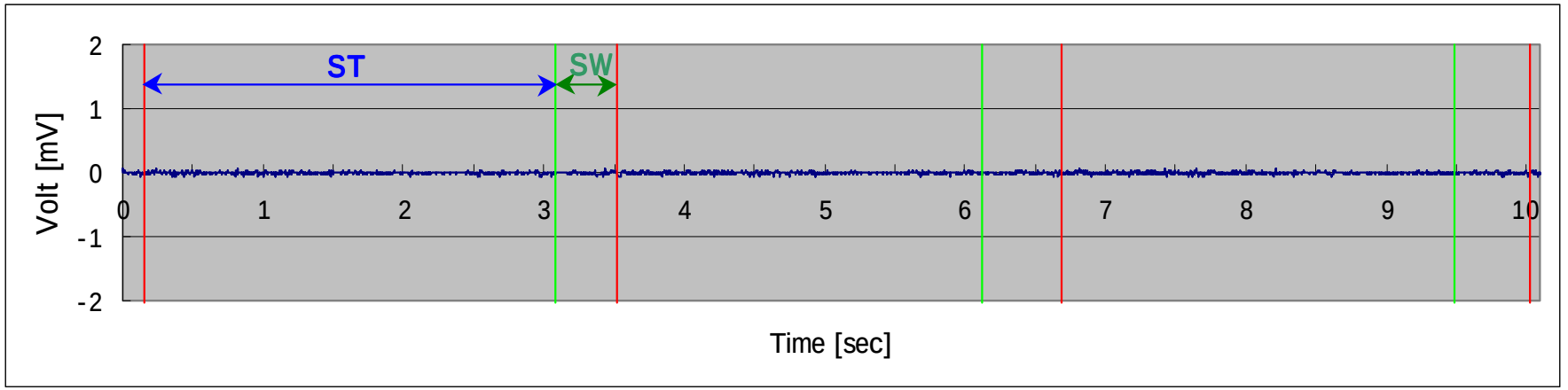


図 6.1.3(c)　歩行支援機歩行時の大腿直筋筋電図

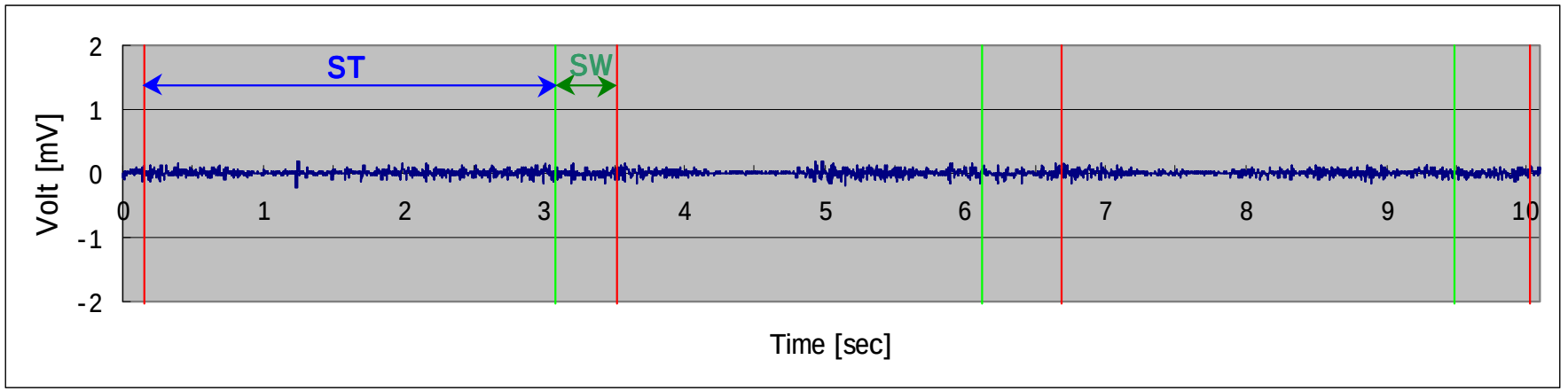


図 6.1.3(d)　歩行支援機歩行時のハムストリングス筋電図

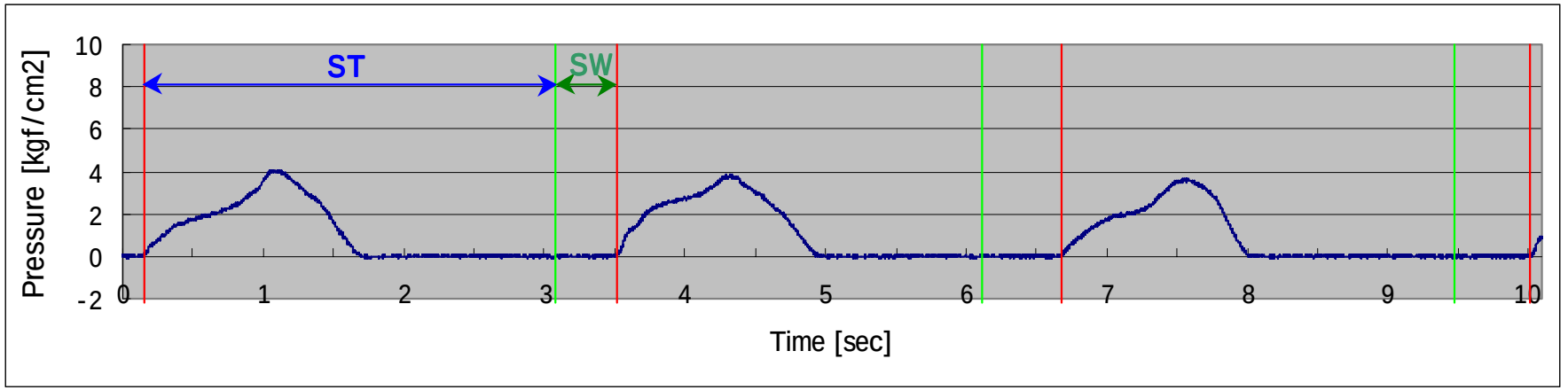


図 6.1.4(a)　歩行支援機歩行時の右踵部圧力

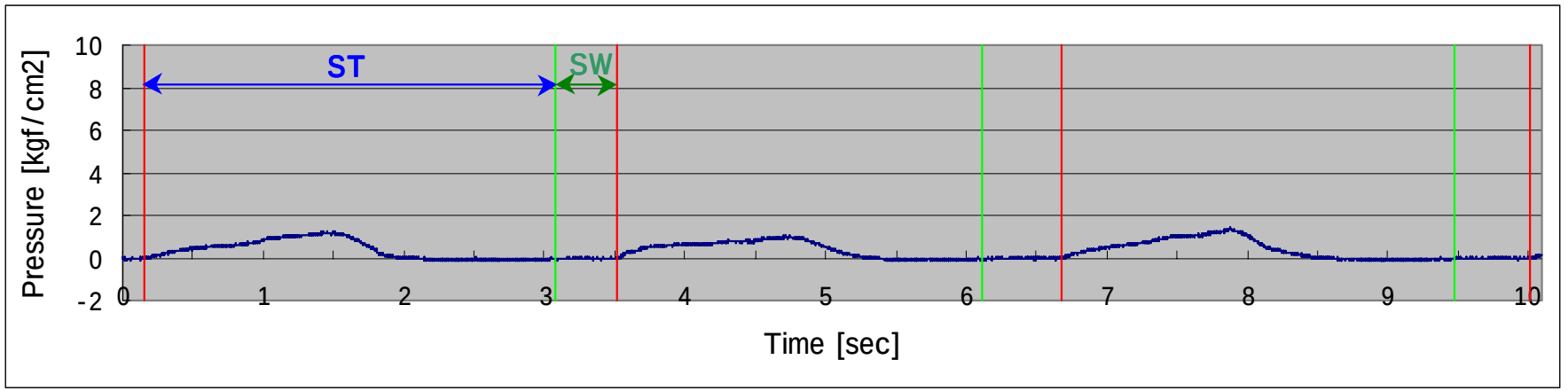


図 6.1.4(b)　歩行支援機歩行時の右ショパール関節部圧力

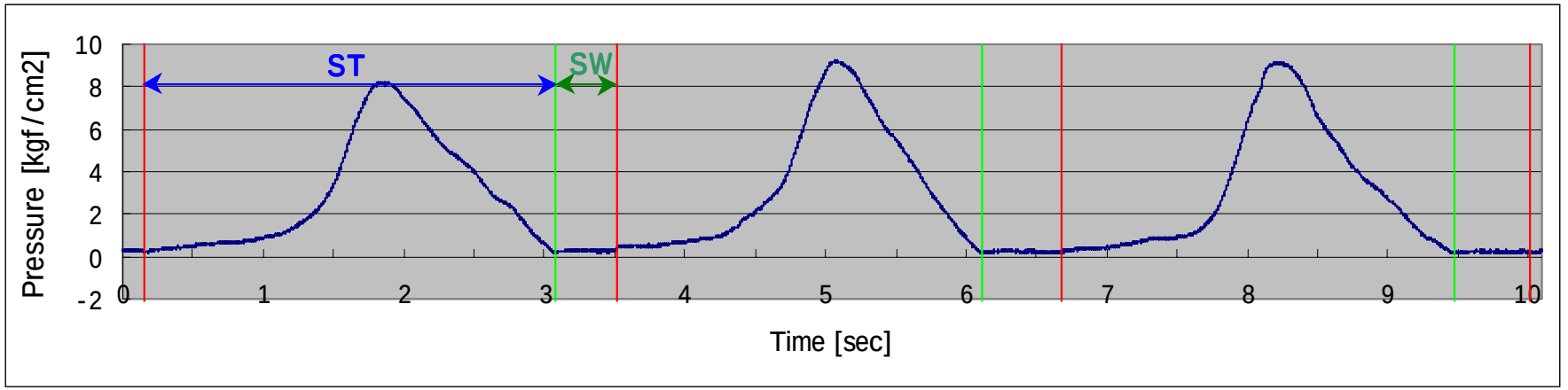


図 6.1.4(c)　歩行支援機歩行時の右 MP 関節部圧力

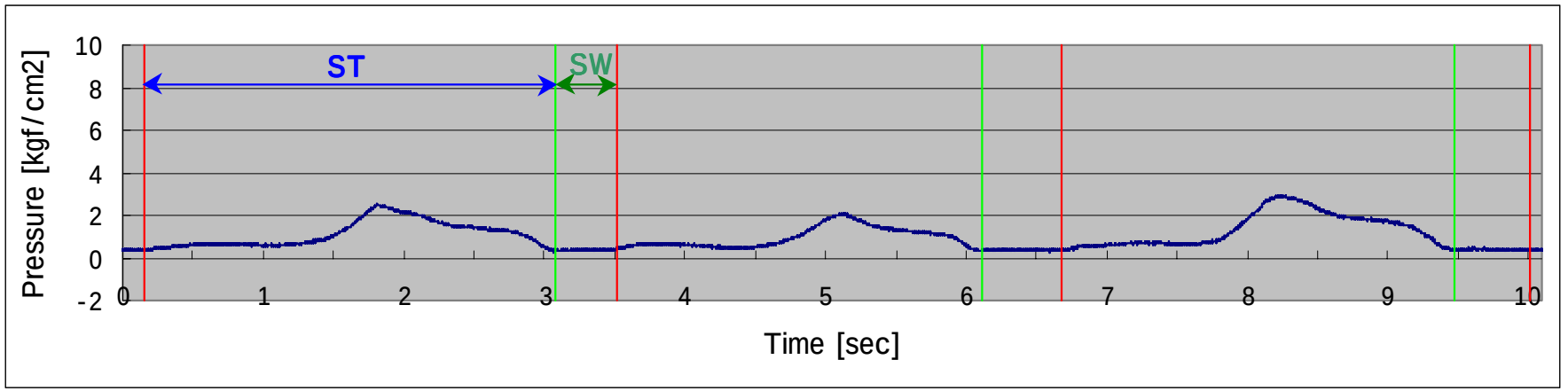


図 6.1.4(d)　歩行支援機歩行時の右外側部圧力

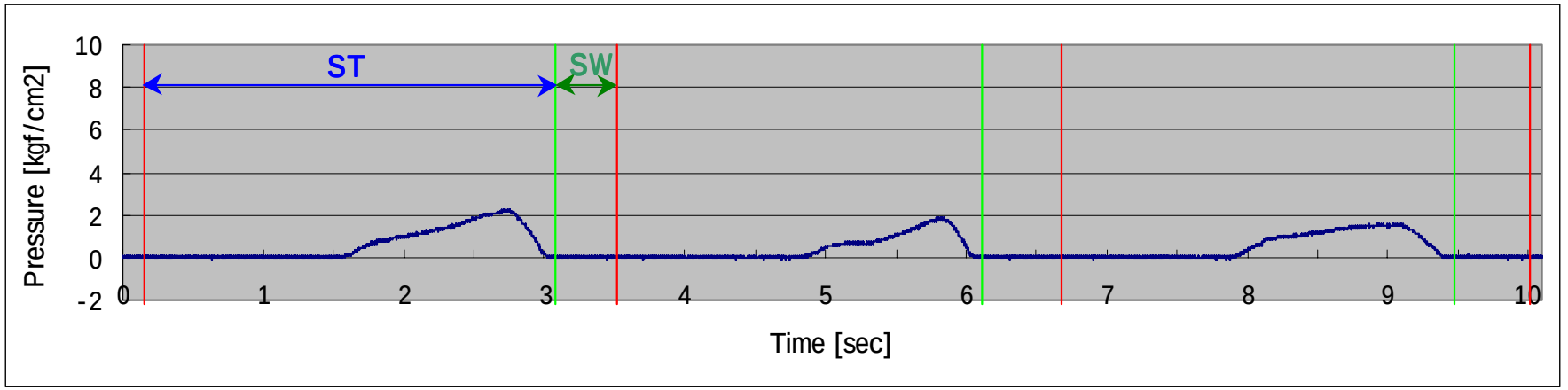


図 6.1.4(e)　歩行支援機歩行時の右母指部圧力

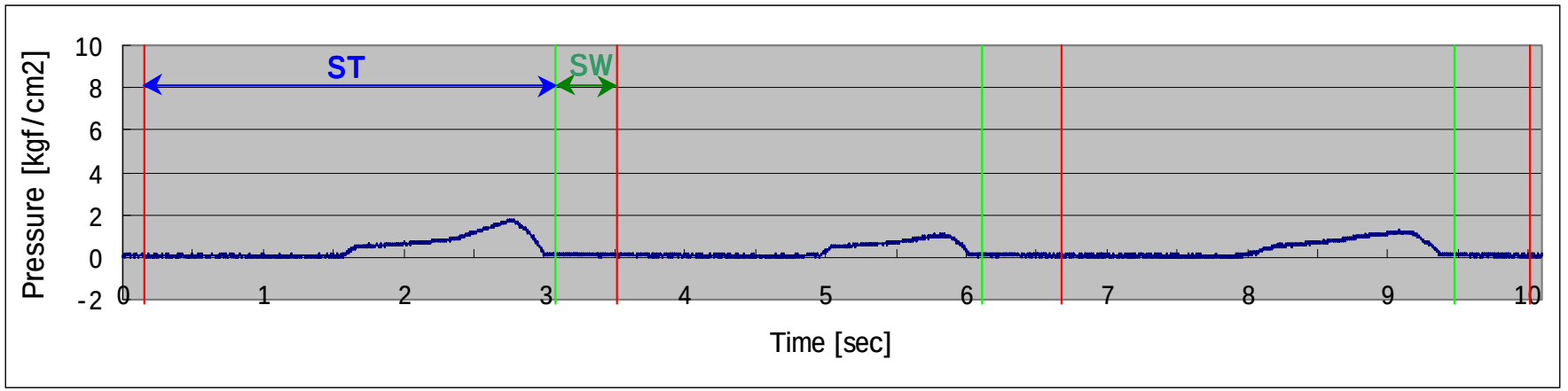


図 6.1.4(f)　歩行支援機歩行時の右小指部圧力

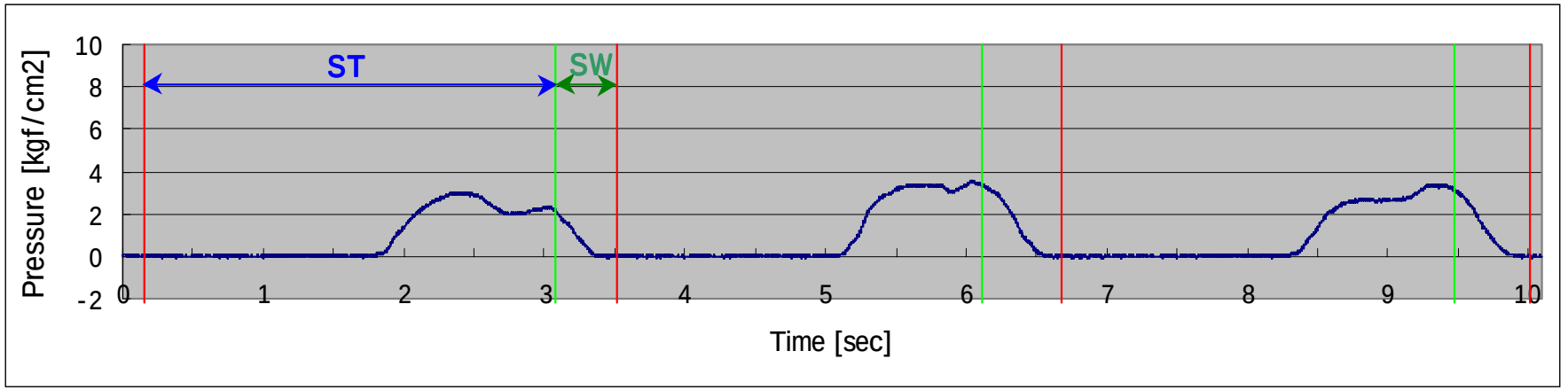


図 6.1.4(g)　歩行支援機歩行時の左踵部圧力

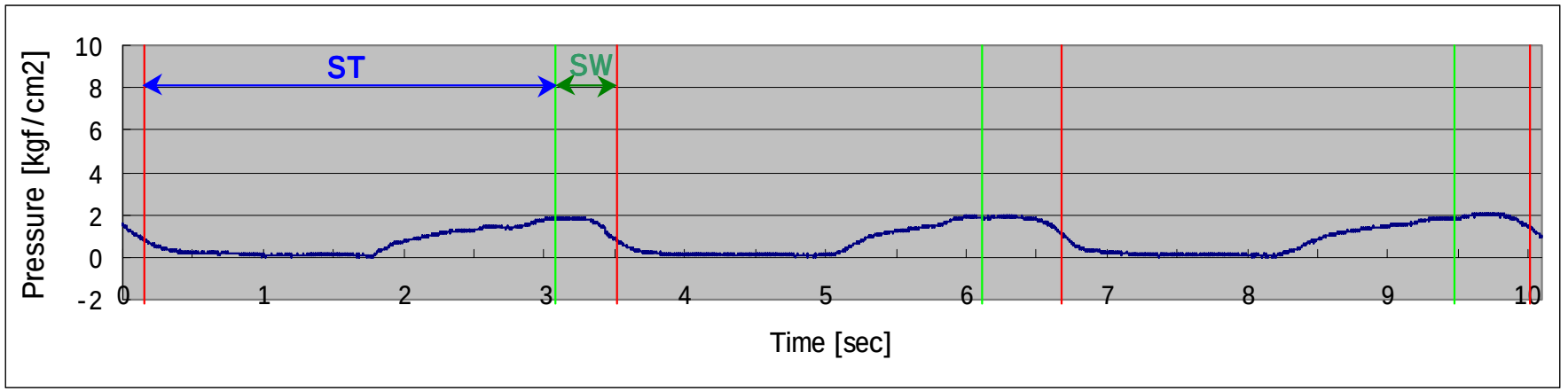


図 6.1.4(h)　歩行支援機歩行時の左ショパール関節部圧力

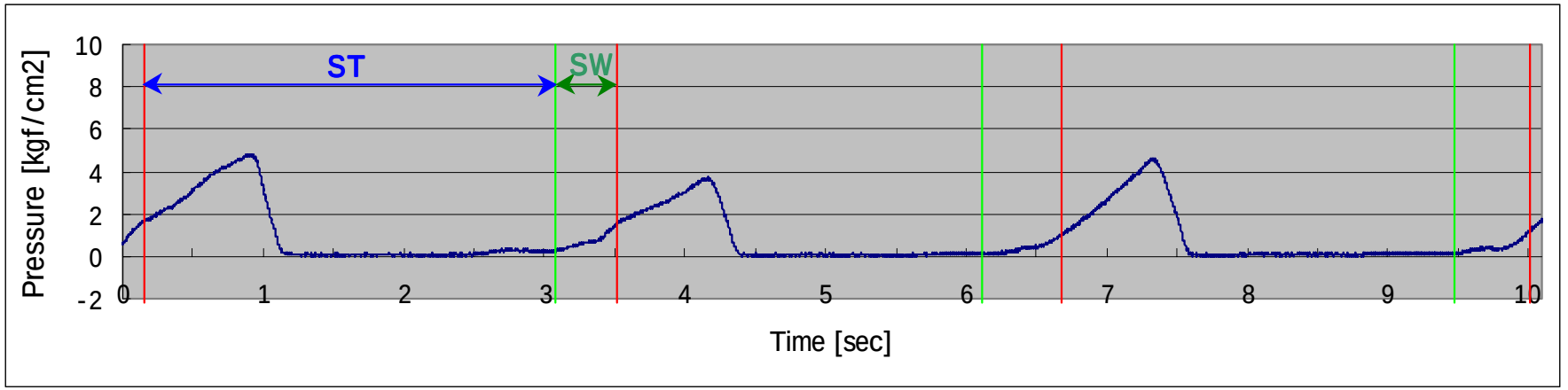


図 6.1.4(i)　歩行支援機歩行時の左 MP 関節部圧力

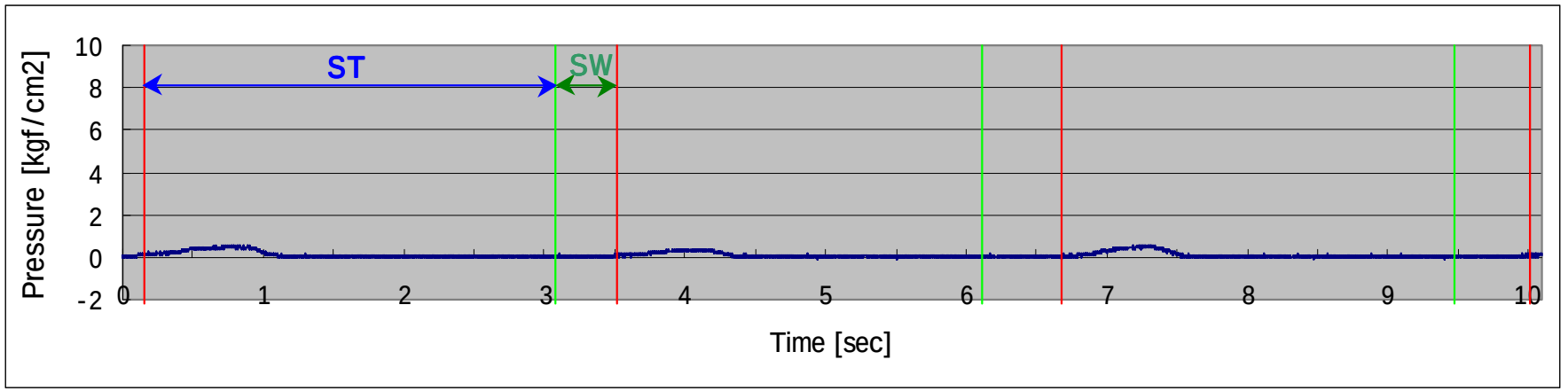


図 6.1.4(j)　歩行支援機歩行時の左外側部圧力

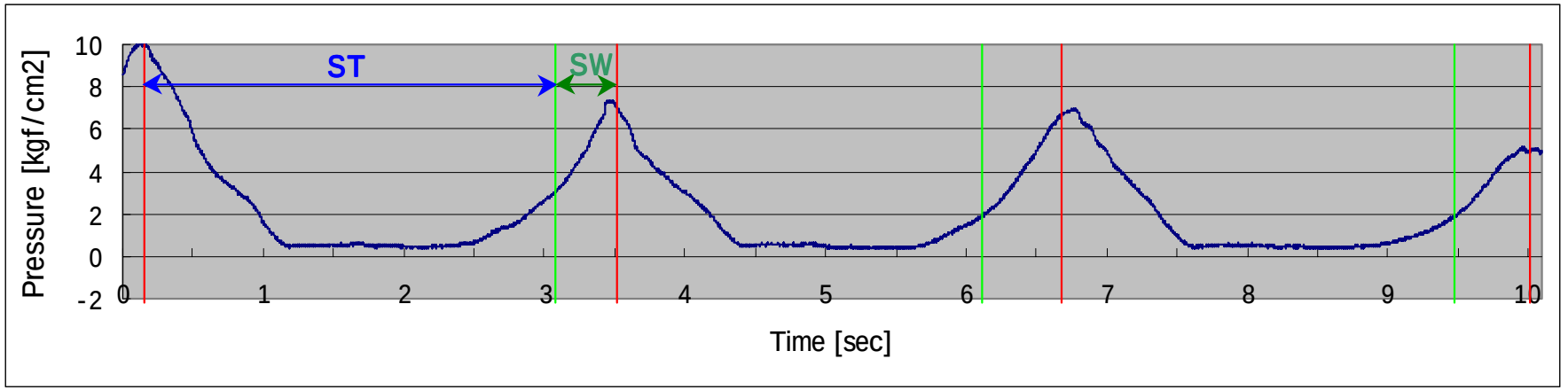


図 6.1.4(k)　歩行支援機歩行時の左母指部圧力

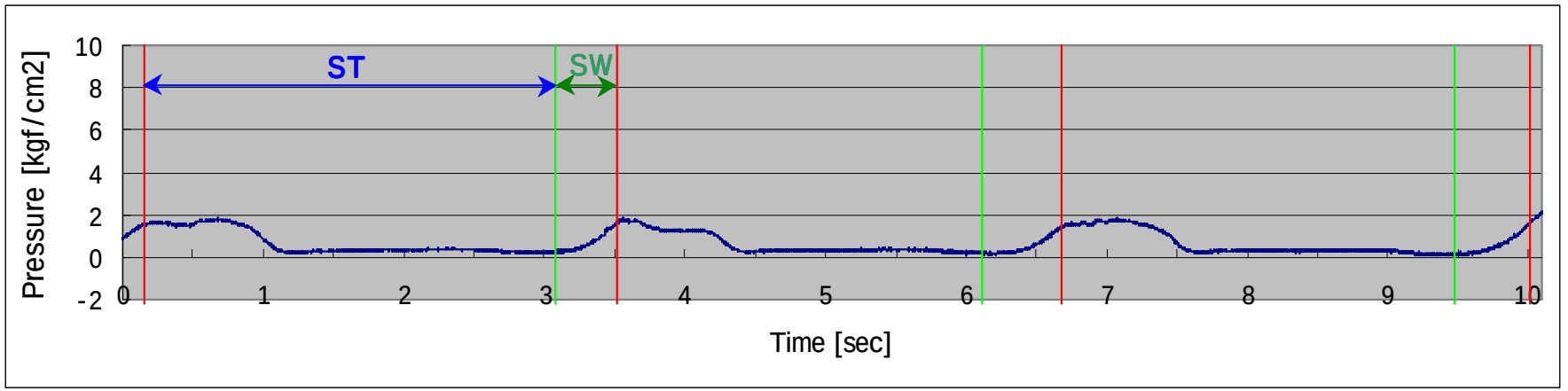


図 6.1.4(l)　歩行支援機歩行時の左小指部圧力

表 6.1.5(a)　自由歩行時における踵部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
踵部	0.96**	−0.32	0.94**	0.37

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.5(b)　自由歩行時におけるショパール関節部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
ショパール関節部	−0.02	0.12	0.37	0.20

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.5(c)　自由歩行時における MP 関節部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
MP関節部	0.68*	0.99**	0.74**	0.98**

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.5(d)　自由歩行時における外側部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
外側部	0.84**	0.98**	0.90**	0.97**

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.5(e)　自由歩行時における母指部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
母指部	0.95**	0.97**	0.97**	0.97**

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.5(f)　自由歩行時における小指部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
小指部	0.97**	0.99**	0.99**	0.99**

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.6(a)　歩行支援機歩行時における踵部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
踵部	0.86**	0.88**	0.86**	0.74**

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.6(b)　歩行支援機歩行時におけるショパール関節部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
ショパール関節部	0.41	−0.56*	−0.09	−0.05

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.6(c)　歩行支援機歩行時における MP 関節部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
MP関節部	−0.29	0.73**	0.39	0.17

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.6(d)　歩行支援機歩行時における外側部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
外側部	0.67**	0.19	0.48	0.62*

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.6(e)　歩行支援機歩行時における母指部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
母指部	0.90**	0.81**	0.92**	0.90**

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

表 6.1.6(f)　歩行支援機歩行時における小指部と各筋肉の相関関係

	前脛骨筋	腓腹筋外側頭	大腿直筋	ハムストリングス
小指部	0.85**	0.54*	0.75**	0.86**

Pearsonの相関係数　　**P<0.01　*P<0.05

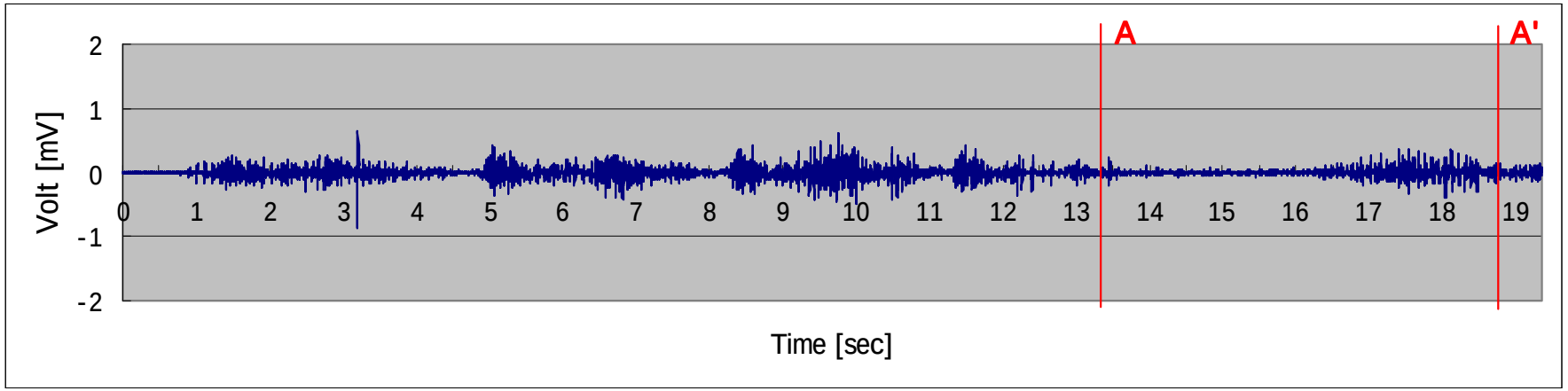


図 6.2.1(a)　転倒パターン 1 時の前脛骨筋筋電図

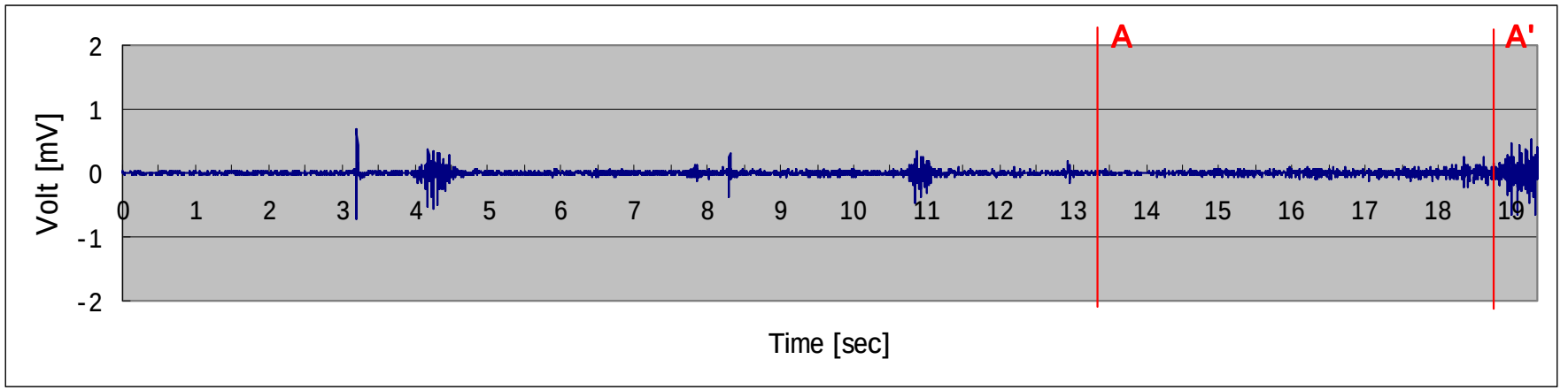


図 6.2.1(b)　転倒パターン 1 時の腓腹筋外側頭筋電図

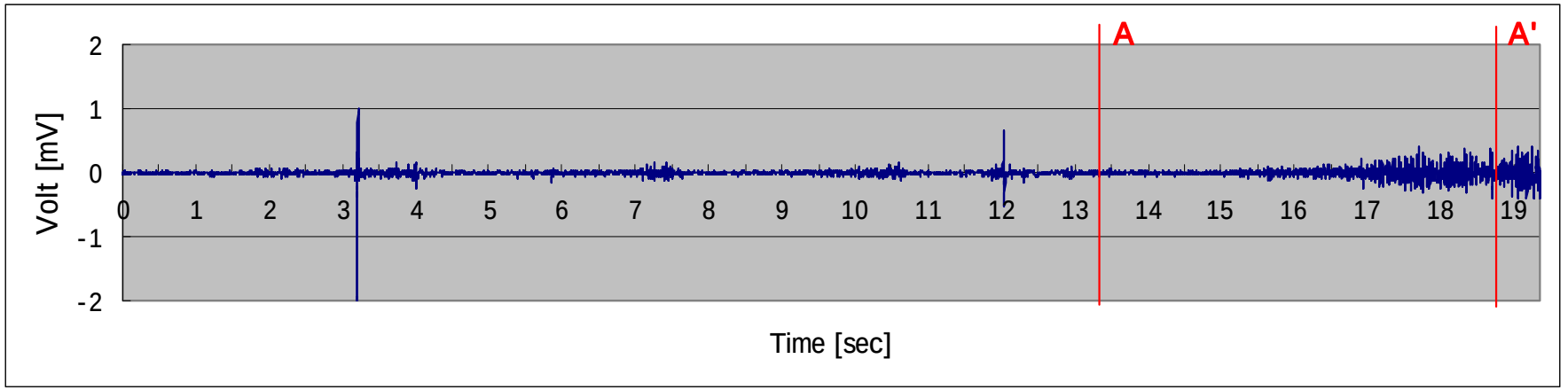


図 6.2.1(c)　転倒パターン 1 時の大腿直筋筋電図

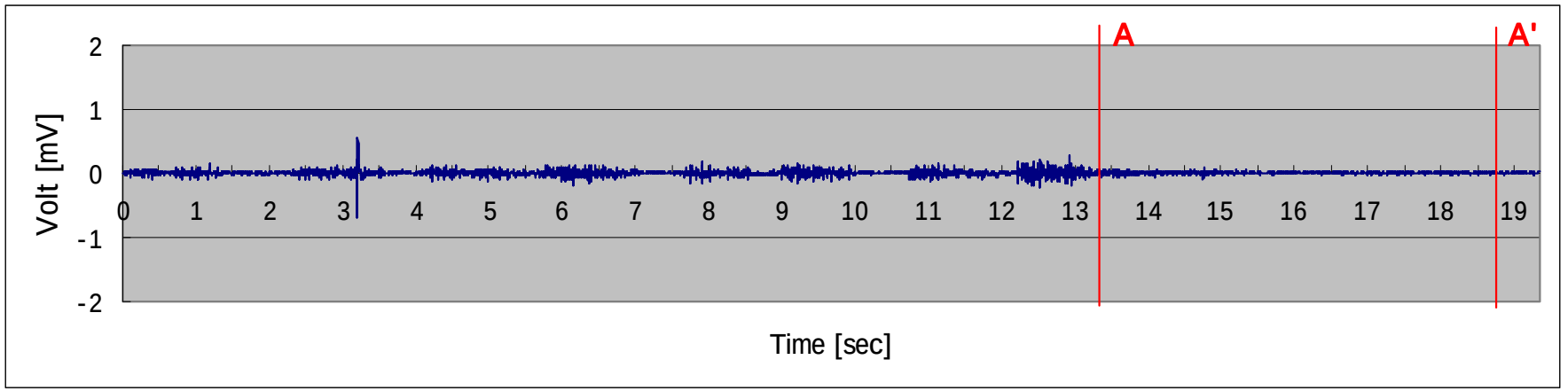


図 6.2.1(d)　転倒パターン 1 時のハムストリングス筋電図

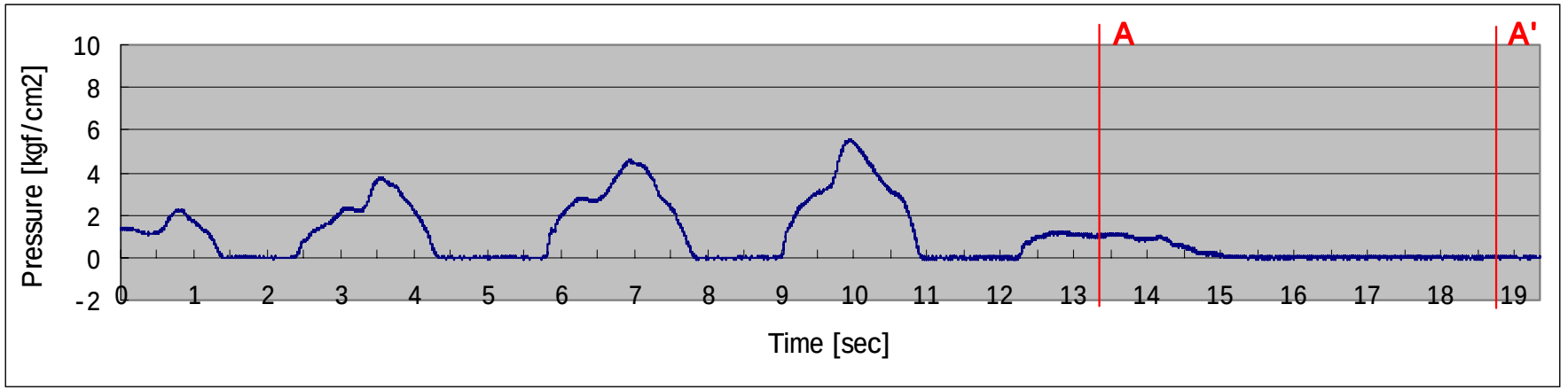


図 6.2.2(a)　転倒パターン 1 時の右踵部圧力

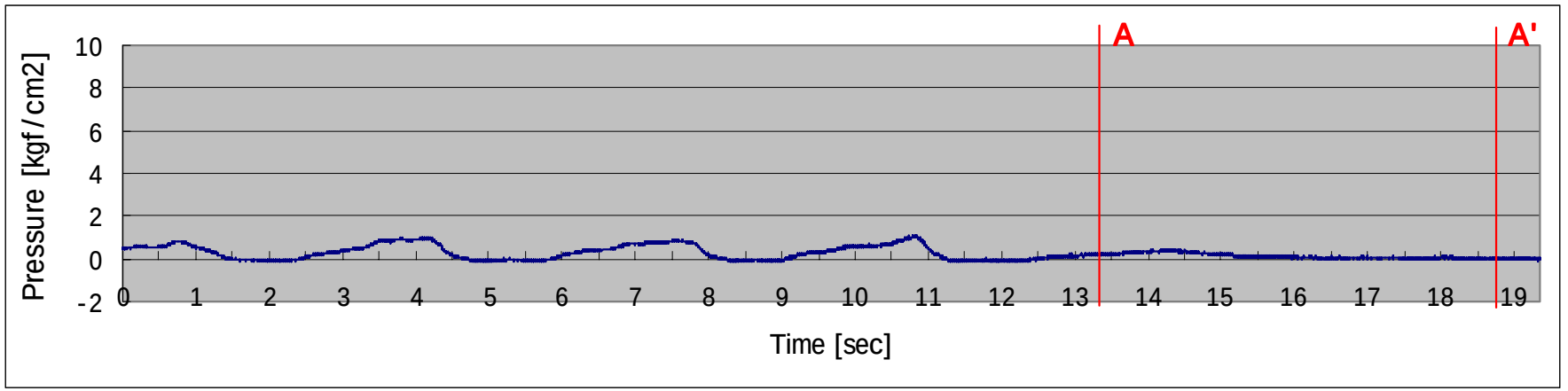


図 6.2.2(b)　転倒パターン 1 時の右ショパール関節部圧力

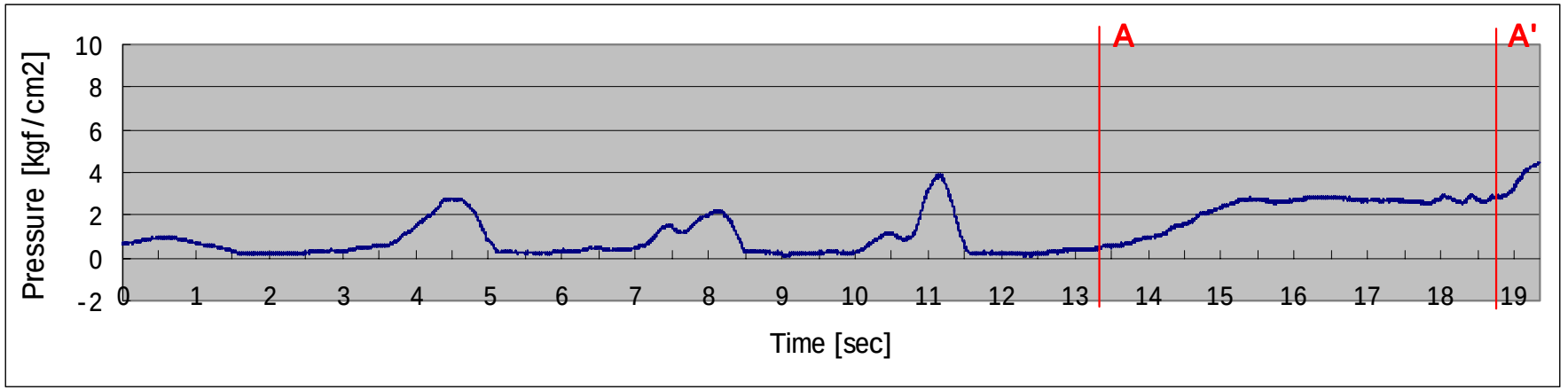


図 6.2.2(c)　転倒パターン 1 時の右 MP 関節部圧力

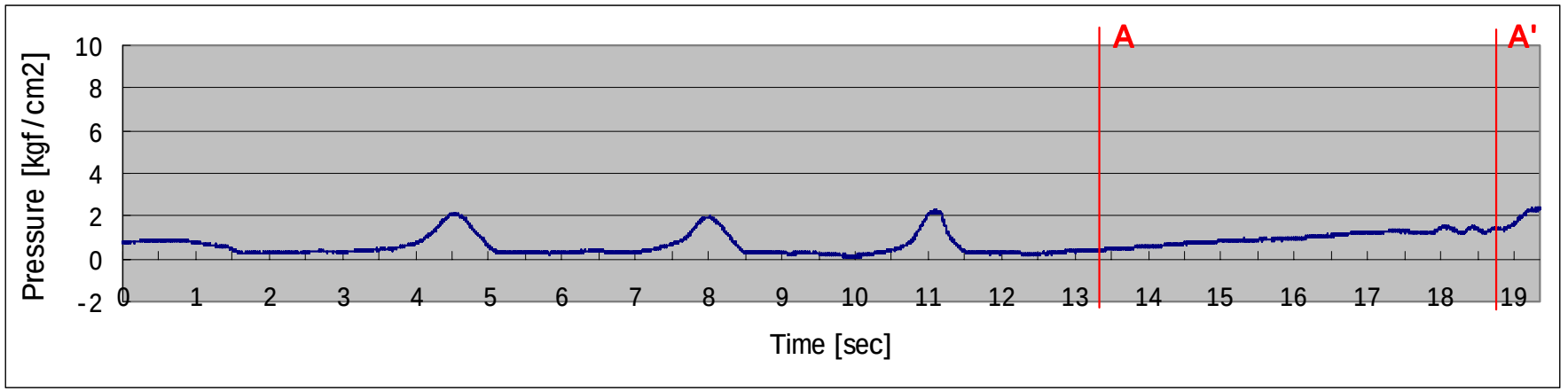


図 6.2.2(d)　転倒パターン 1 時の右外側部圧力

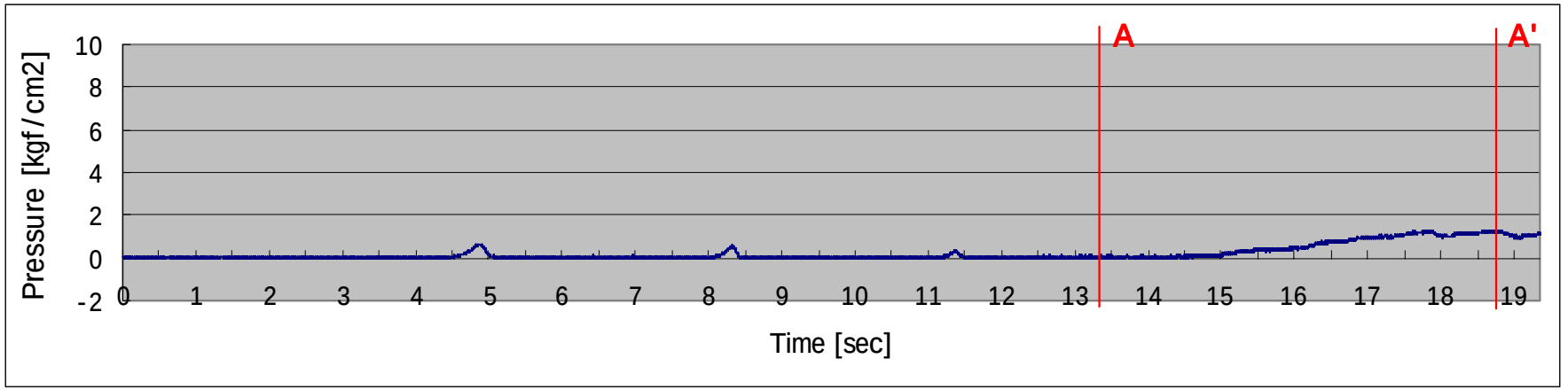


図 6.2.2(e)　転倒パターン 1 時の右母指部圧力

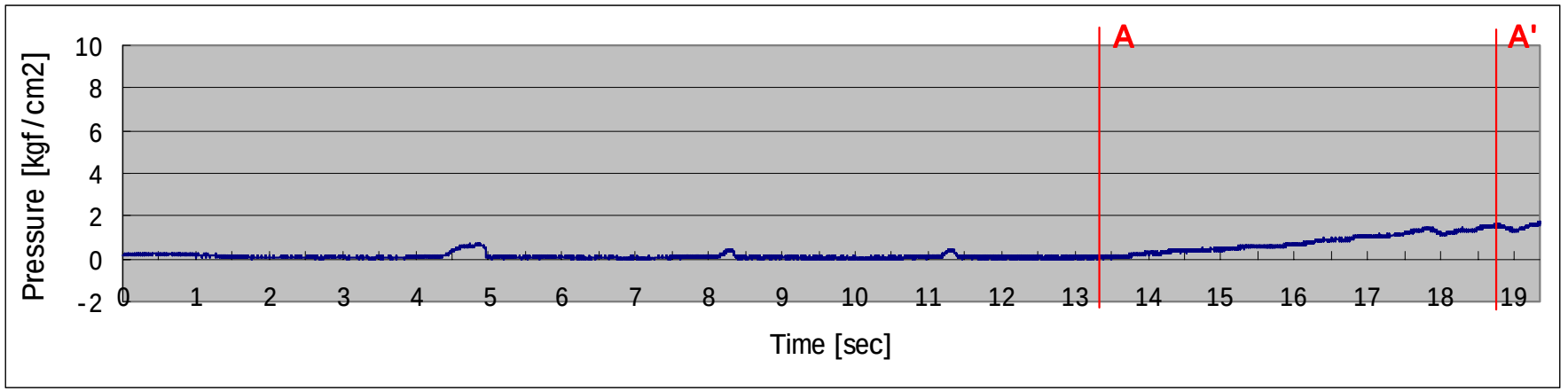


図 6.2.2(f)　転倒パターン 1 時の右小指部圧力

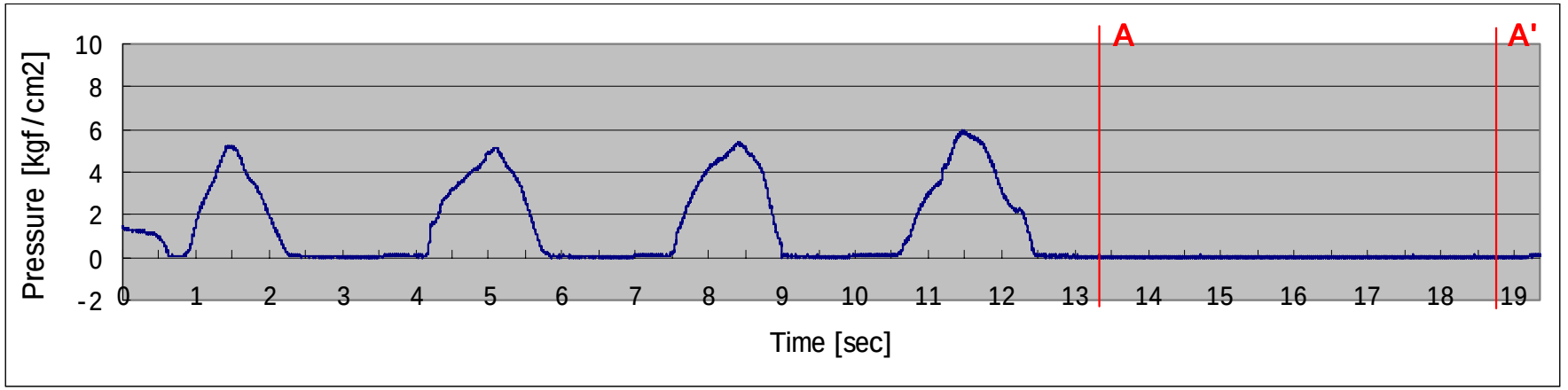


図 6.2.2(g)　転倒パターン 1 時の左踵部圧力

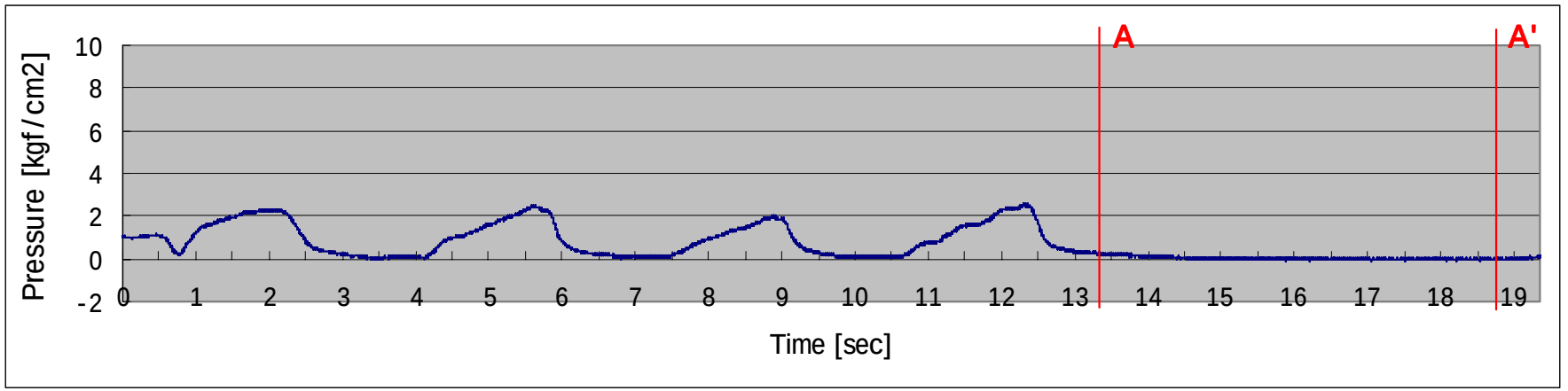
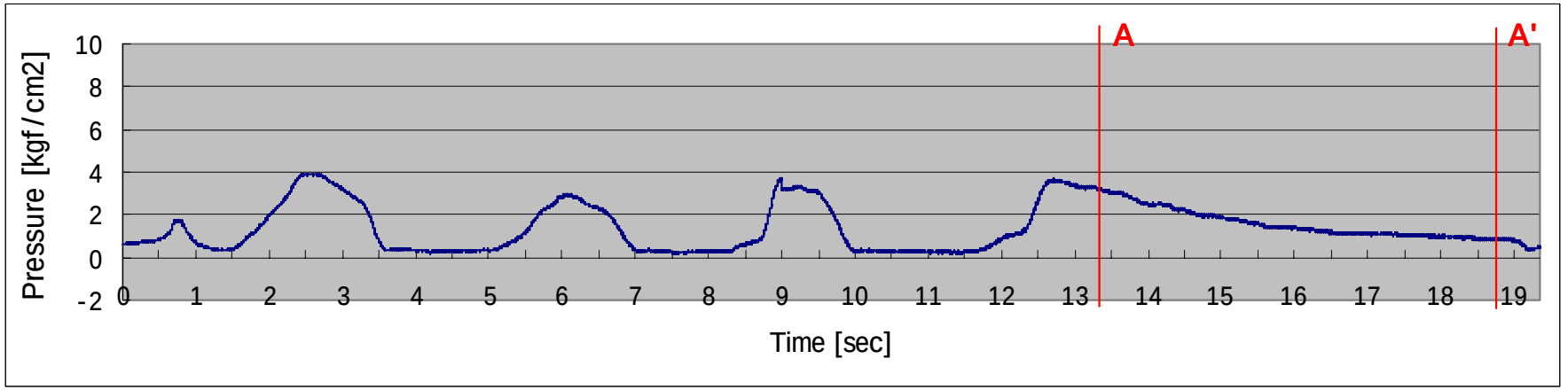


図 6.2.2(h)　転倒パターン 1 時の左ショパール関節部圧力



6.2.2(i)　転倒パターン 1 時の左 MP 関節部圧力

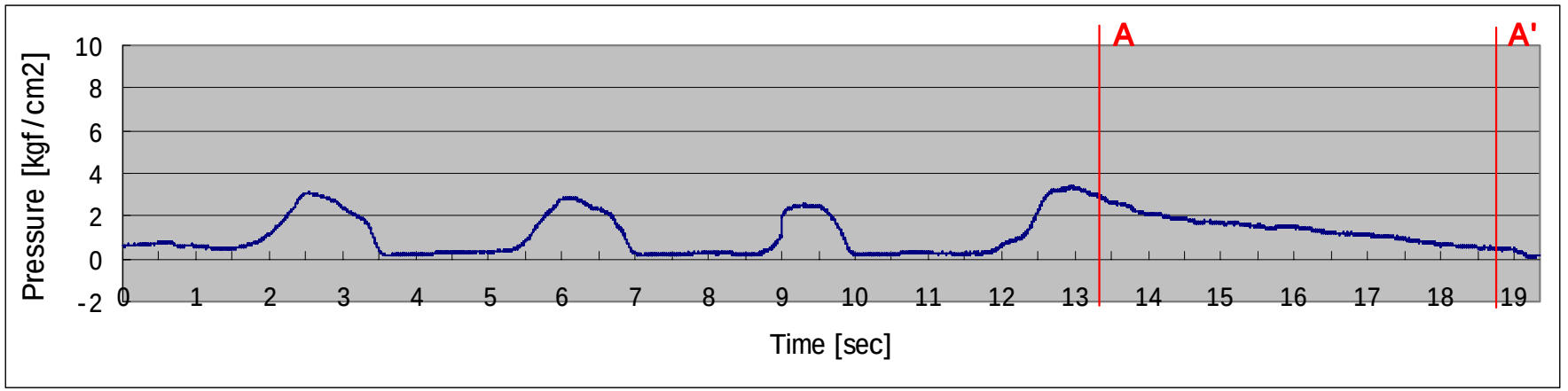


図 6.2.2(j)　転倒パターン 1 時の左外側部圧力

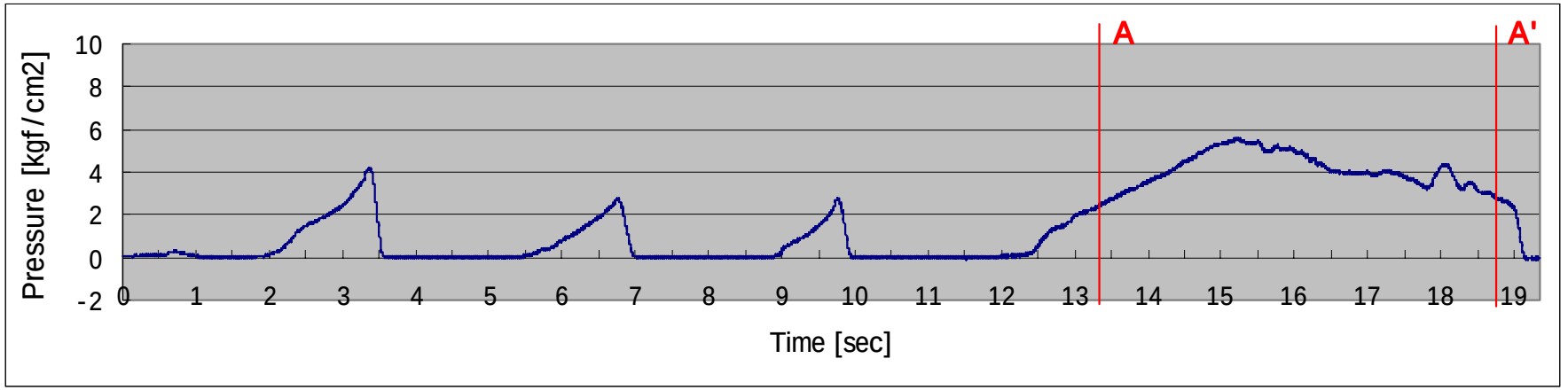


図 6.2.2(k)　転倒パターン 1 時の左母指部圧力

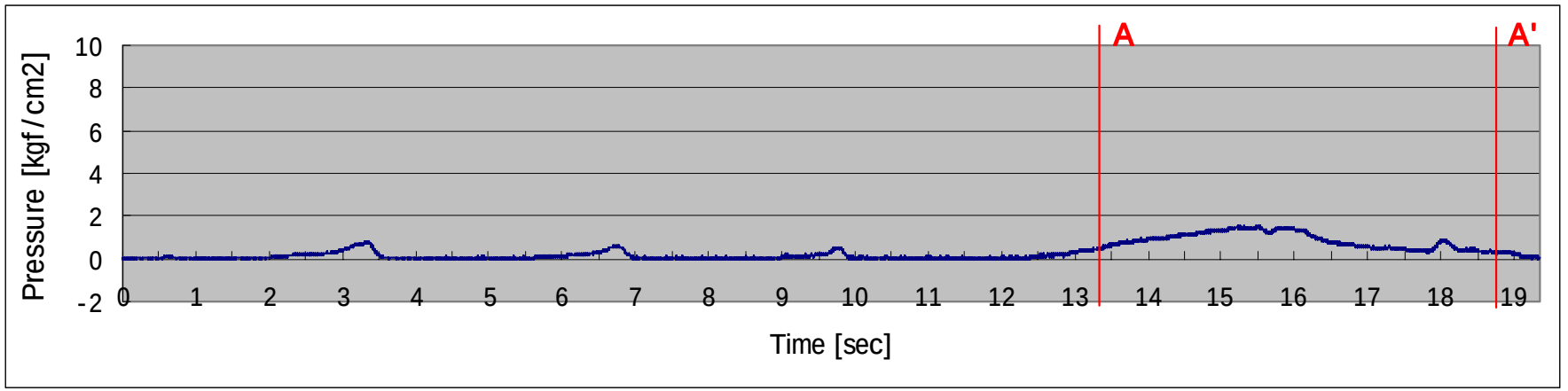


図 6.2.2(l)　転倒パターン 1 時の左小指部圧力

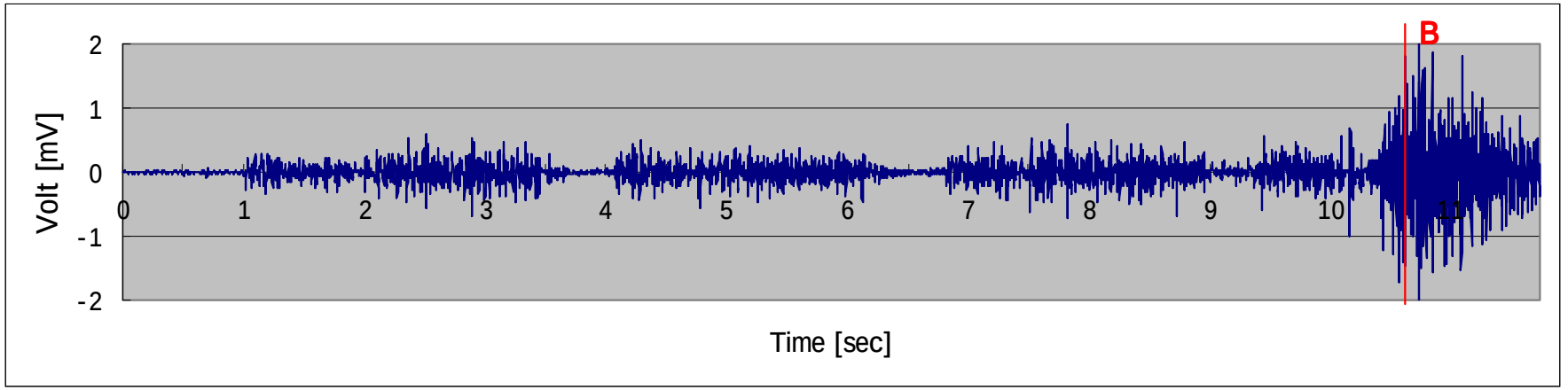


図 6.2.3(a)　転倒パターン 2 時の前脛骨筋筋電図

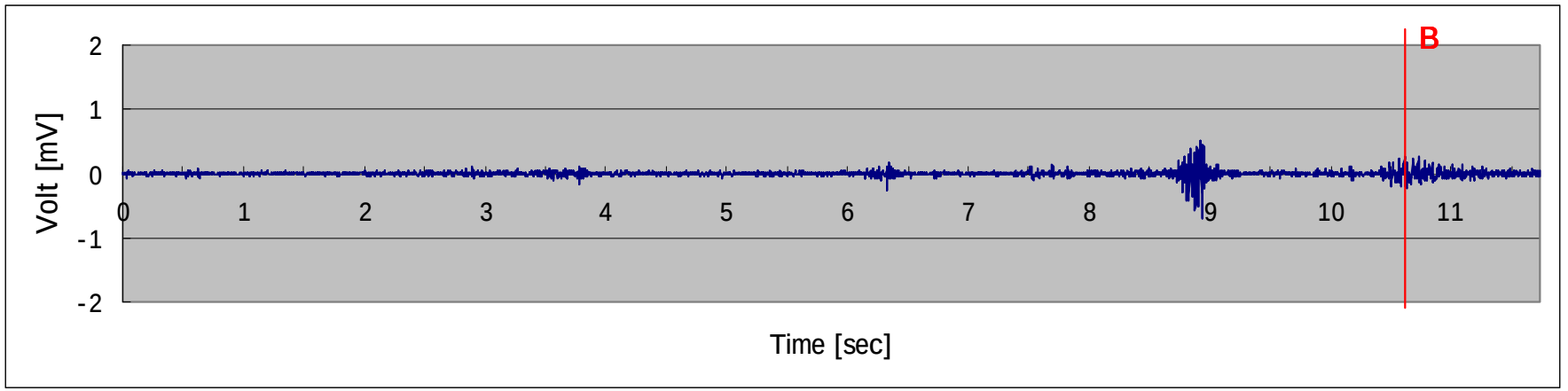


図 6.2.3(b)　転倒パターン 2 時の腓腹筋外側頭筋電図

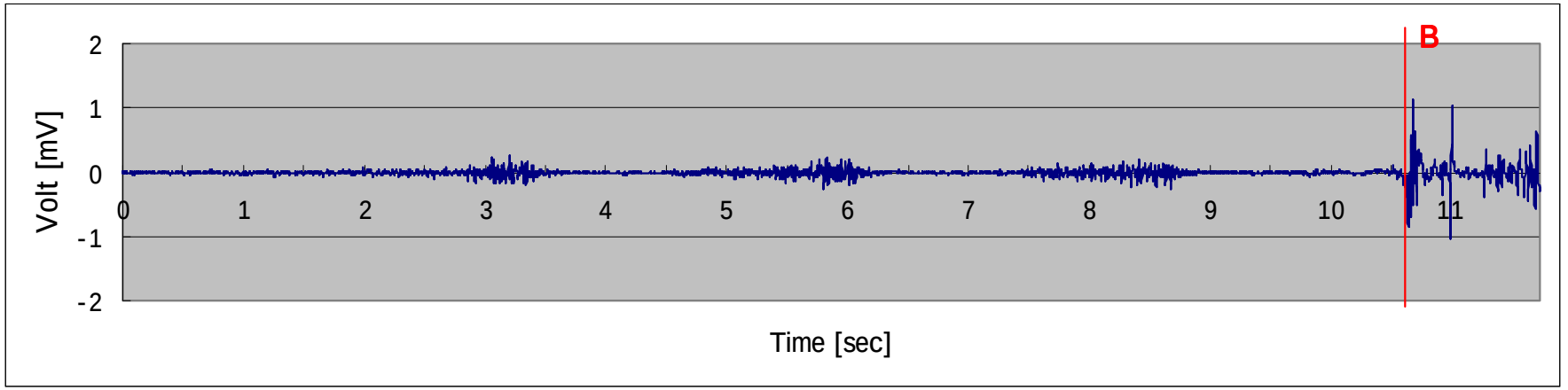


図 6.2.3(c)　転倒パターン 2 時の大腿直筋筋電図

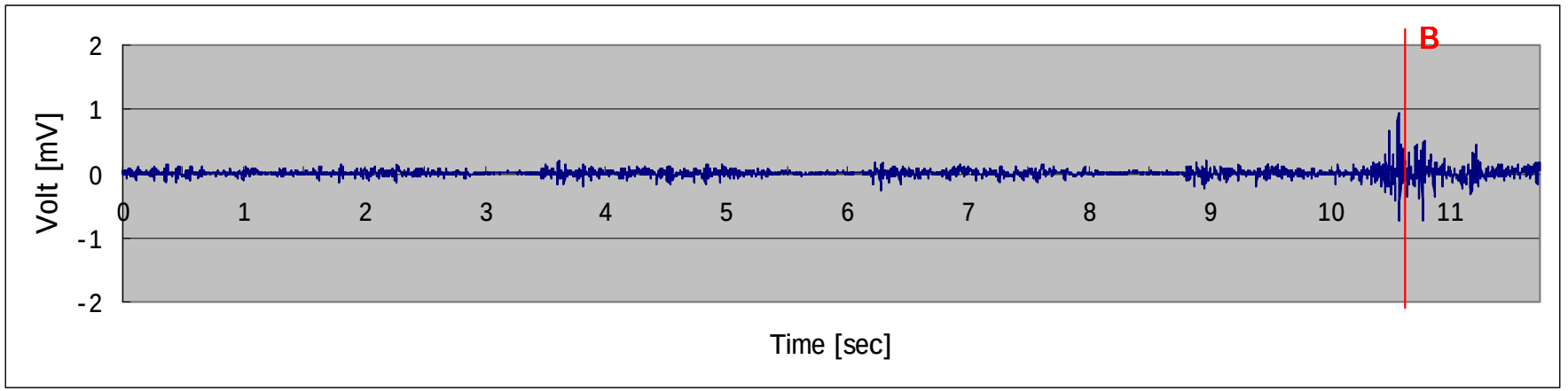


図 6.2.3(d)　転倒パターン 2 時のハムストリングス筋電図

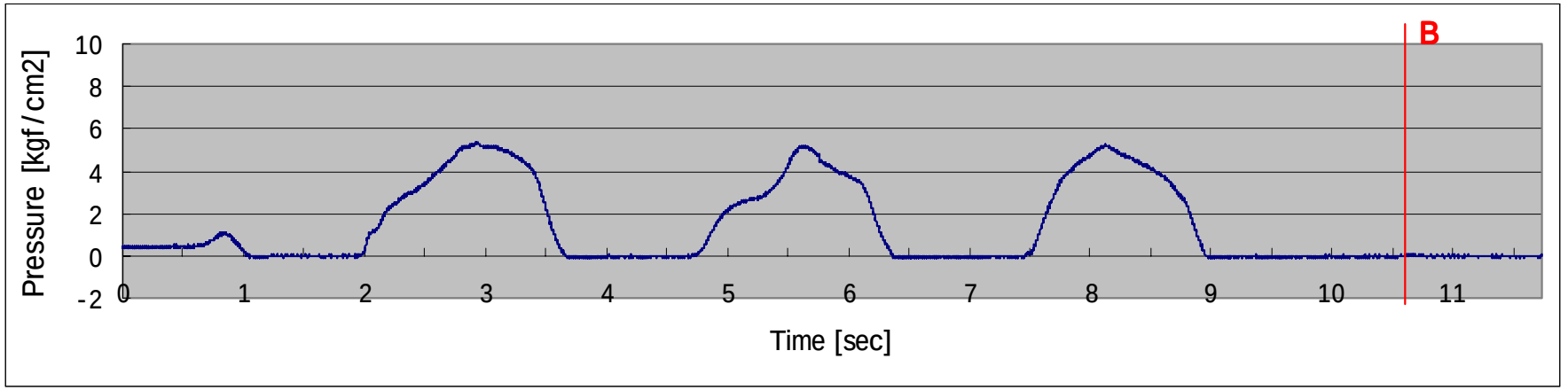


図 6.2.4(a)　転倒パターン 2 時の右踵部圧力

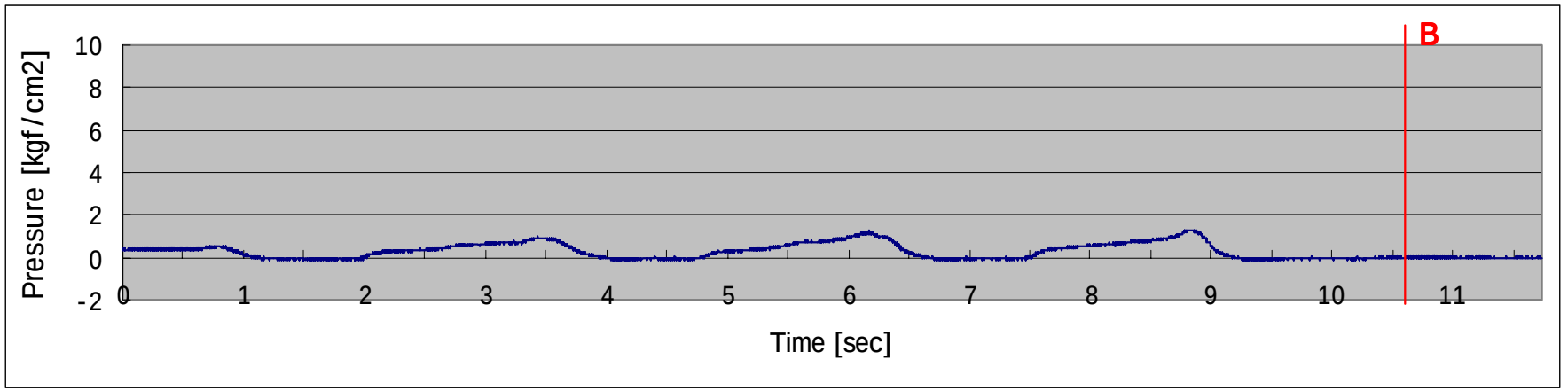


図 6.2.4(b)　転倒パターン 2 時の右ショパール関節部圧力

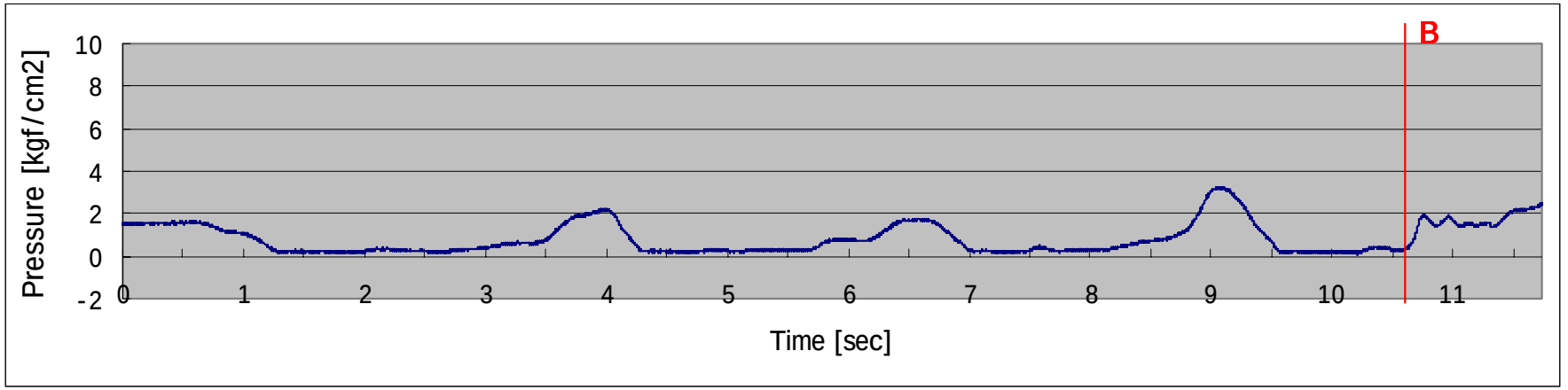


図 6.2.4(c)　転倒パターン 2 時の右 MP 関節部圧力

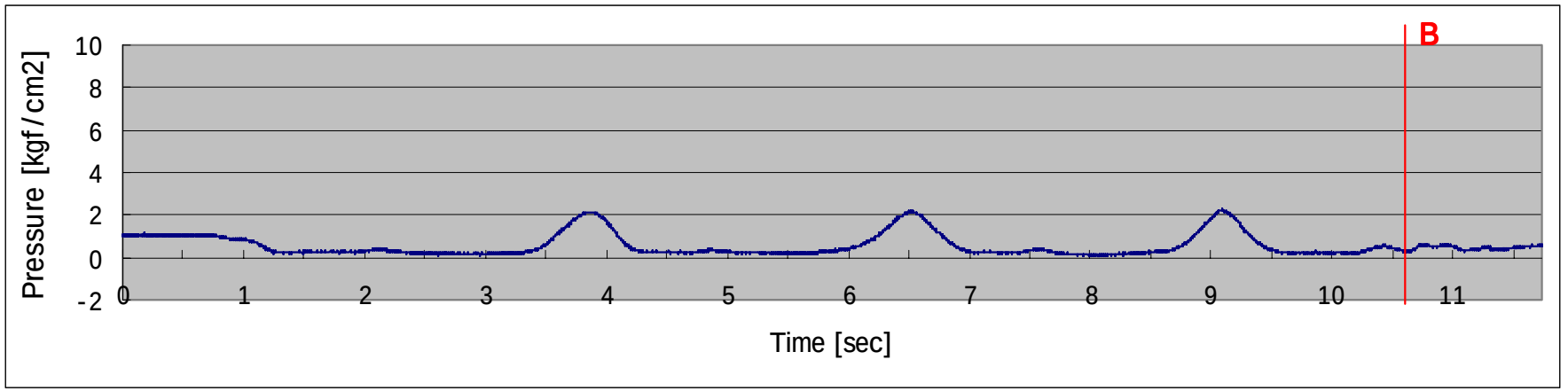


図 6.2.4(d)　転倒パターン 2 時の右外側部圧力

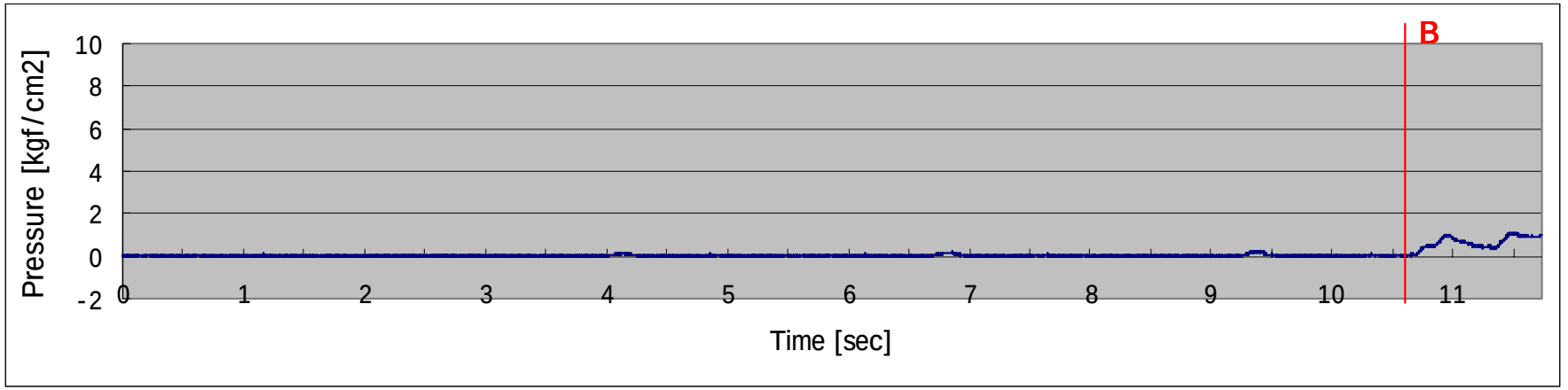


図 6.2.4(e)　転倒パターン 2 時の右母指部圧力

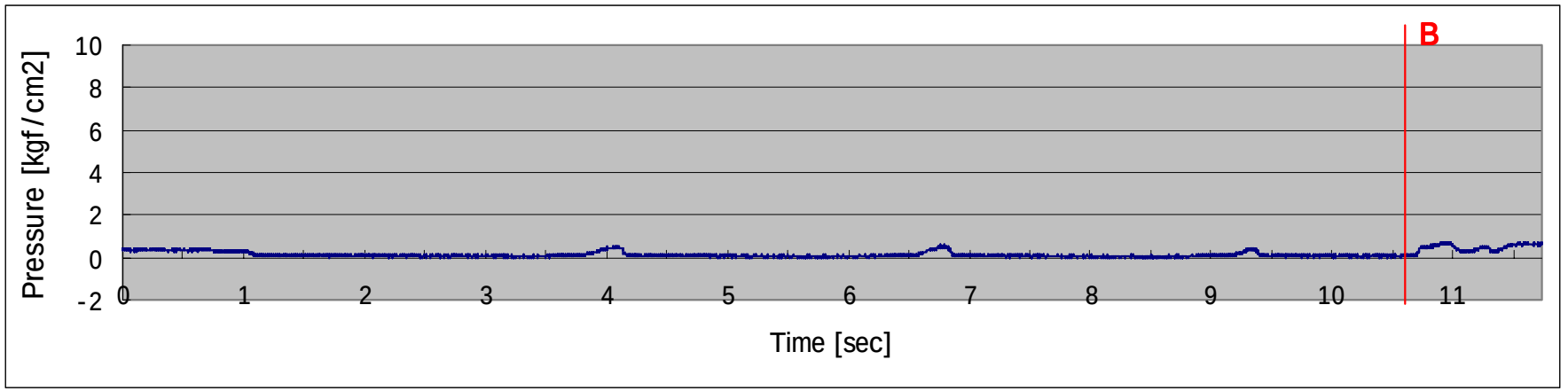


図 6.2.4(f)　転倒パターン 2 時の右小指部圧力

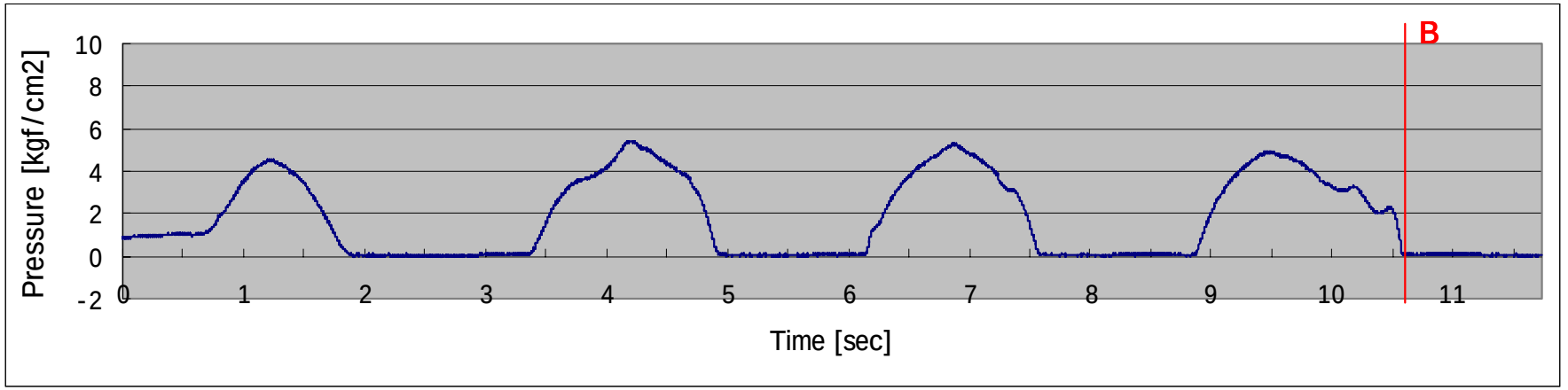


図 6.2.4(g)　転倒パターン 2 時の左踵部圧力

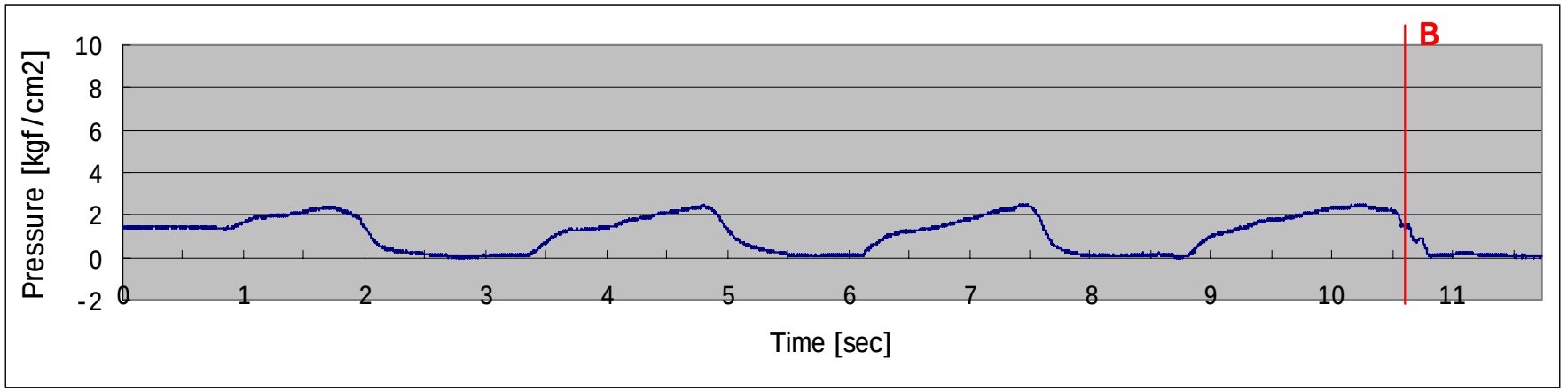


図 6.2.4(h)　転倒パターン 2 時の左ショパール関節部圧力

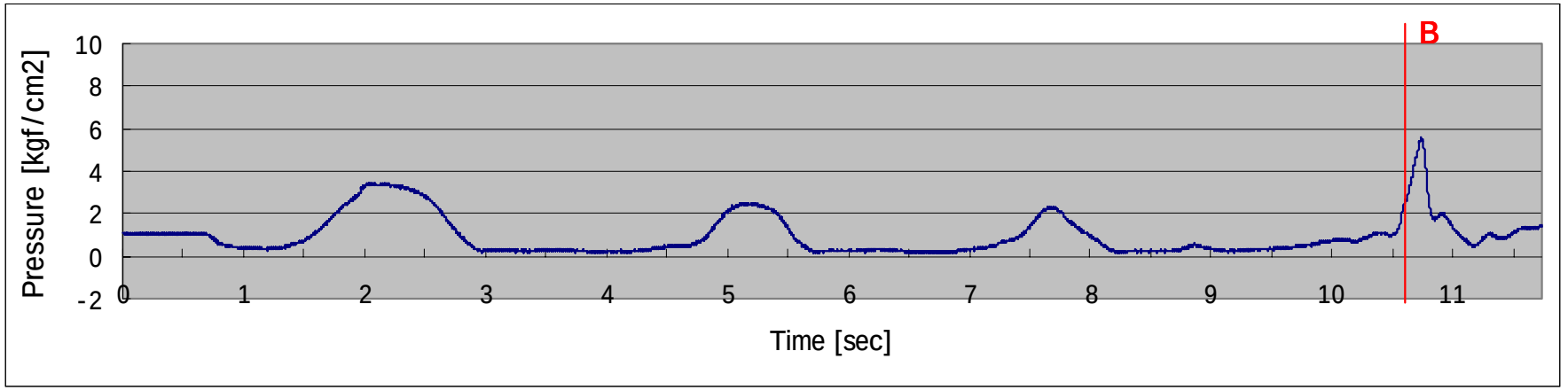


図 6.2.4(i)　転倒パターン 2 時の左 MP 関節部圧力

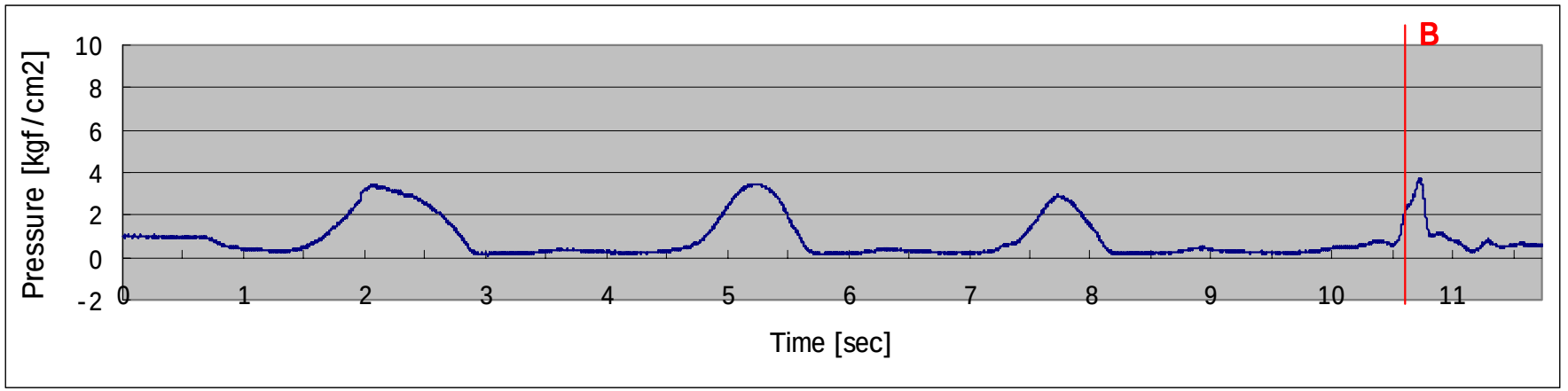


図 6.2.4(j)　転倒パターン 2 時の左外側部圧力

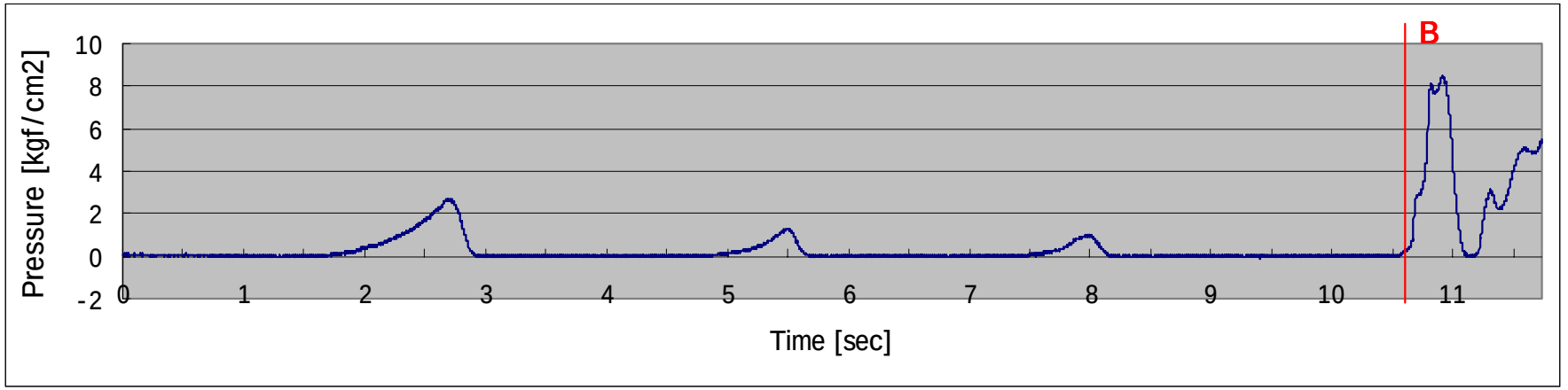


図 6.2.4(k)　転倒パターン 2 時の左母指部圧力

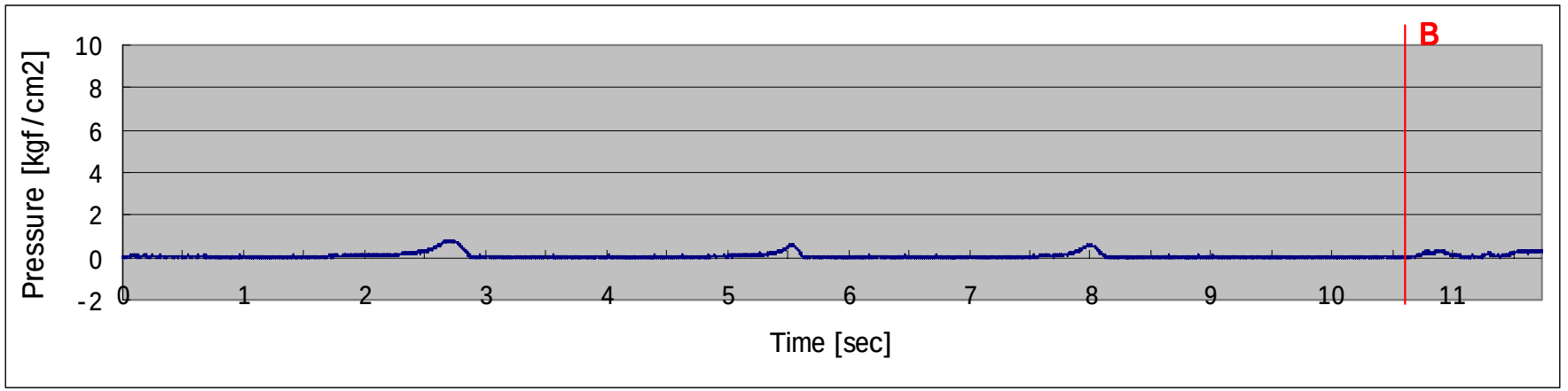


図 6.2.4(l)　転倒パターン 2 時の左小指部圧力